

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

## **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

2017

Bc. Andrea Vodáková

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Vliv sekundárního rentgenového záření na kvalitu  
skiagrafických snímků**

Influence of Secondary X-rays on the Quality of  
Radiographic Images

2017

Bc. Andrea Vodáková

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Andrea Vodáková**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Vliv sekundárního rentgenového záření na kvalitu skiagrafických snímků**  
**Influence of Secondary X-rays on the Quality of Radiographic Images**

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování problematiky ionizujícího záření.
2. Nastudování problematiky radiodiagnostických zobrazovacích metod.
3. Nastudování problematiky vlivu sekundárního záření na kvalitu diagnostických informací.
4. Rešerše matematických metod zpracování obrazových signálů skiagrafických záznamů.
5. Design a realizace experimentů exponování kazet na skiografii a mobilním RTG.
6. Vyhodnocení vlivu sekundárního záření na kvalitu obrazu analyzovaných kazet.
7. Návrh korelační analýzy zanesení analyzovaných kazet mezi mobilním RTG a skiagrafickým vyšetřením.
8. Navržení metodiky pro optimální vzdálenost uložení skiagrafických kazet.
9. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SURI, Jasjit S, David L WILSON a Swamy LAXMINARAYAN (eds.). *Handbook of biomedical image analysis*. 1st ed. New York: Kluwer Academic, c2005, xvi, 574 s. Topics in biomedical engineering international book series. ISBN 0306486075.
- [2] DOUGHERTY, Geoff. *Digital image processing for medical applications*. New York: Cambridge University Press, 2009, xii, 447 p. [21] p. of plates. ISBN 0521860857.
- [3] RANGAYYAN, Rangaraj M. *Biomedical image analysis*. Boca Raton, Fla.: CRC Press, c2005, xxxvii, 1272 p. Biomedical engineering series (Boca Raton, Fla.). ISBN 0849396956.
- [4] MEYER-BÄSE, Anke. *Pattern recognition for medical imaging*. Boston: Elsevier Academic Press, c2004, xxii, 386 p. ISBN 0124932908.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce: Ing. Jan Kubíček

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 28.04.2017



---

doc. Ing. Jiří Kozíorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



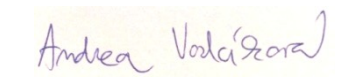
---

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne 28. 4. 2017



Andrea Vodáková

## **Poděkování**

Touto cestou bych ráda poděkovala Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D. a Ing. Janu Kubíčkovi za jejich odborné vedení mé diplomové práce, cenné rady a vstřícnost při konzultacích. Mé poděkování patří také Ing. Mgr. Karolu Korhelíkovi, Ph.D. za námět pro diplomovou práci vycházející z klinické praxe a za odborný dohled při realizaci měření na radiologickém oddělení ve Fakultní nemocnici Ostrava.

## **Abstrakt**

Hlavním cílem této práce je geneze matematického modelu umožňující predikci míry poškození kazet pro nepřímou digitální radiografii v závislosti na vzdálenosti od zdroje záření. Tyto kazety s paměťovou fólií jsou využívány pro skiografii. Vhodná vzdálenost pro uložení kazet zajistí odstup od sekundárního záření produkovaného pacientem při jeho exponování primárním svazkem rtg záření. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá ionizujícím zářením, skiografií, sekundárním zářením a segmentačními metodami pro zpracování snímků. Praktická část je založena na experimentu, jehož cílem je získat obraz se zobrazeným sekundárním zářením při exponování pacienta fixním a mobilním rtg přístrojem. Snímky jsou následně zpracovány a je určeno pásmo šedi charakterizující sekundární záření v obraze, poté jsou získaná data statisticky vyhodnocena a je určena optimální vzdálenost pro uložení kazet.

## **Klíčová slova**

Rentgenové záření, sekundární záření, skiografie, fixní rentgenový přístroj, mobilní rentgenový přístroj, kazeta pro nepřímou digitální radiografii, paměťová fólie, multilevel Otsu metoda, proložení křivkou

## **Abstract**

The main aim of this thesis is the genesis of the mathematical model that allows predicting extent of damage cassettes for the computed radiography, depending on distance from the source of radiation. These cassettes of imaging plates are used for a skiagraphy. The appropriate distance for placement of the imaging plate provides the distance from the secondary radiation produced by the patient during the exposing by the primary X-ray. The thesis is divided into theoretical and practical part. The theoretical part includes ionizing radiation, skiagraphy, secondary radiation and segmentation method for image processing. The practical part is based on the experiment that has the target to get the images with secondary radiation during the exposing of patient by fixed and portable X-ray machine. After that the images were process and the greyscale of secondary radiation in the image was determined, then obtained data was statistically evaluated and the appropriate distance for placement of cassette was decided.

## **Key words**

X-ray, secondary radiation, skiagraphy, fixed X-ray machine, portable X-ray machine, computed radiography cassette, imaging plate, multilevel Otsu method, fit curves

# Obsah

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	9
SEZNAM ILUSTRACÍ .....	11
SEZNAM TABULEK.....	13
1. ÚVOD .....	15
2. IONIZUJÍCÍ ZÁŘENÍ.....	17
2.1. Zdroje ionizujícího záření .....	18
2.2. Fyzikální veličiny spojené s ionizujícím zářením .....	18
2.3. Kolimace .....	18
2.4. Interakce X-záření .....	19
2.5. Sekundární záření vzniklé při interakcích rentgenového záření s látkou .....	20
2.6. Jednotky radiace a měření .....	21
2.7. Radiační měřicí metody .....	22
3. RADIODIAGNOSTICKÉ ZOBRAZOVACÍ METODY VYUŽÍVAJÍCÍ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ .....	24
3.1. X-záření.....	24
3.2. Planární rtg zobrazení.....	31
4. SEKUNDÁRNÍ ZÁŘENÍ .....	33
4.1. Vliv sekundárního záření na kvalitu diagnostických informací .....	34
5. SEGMENTAČNÍ TECHNIKY PRO ZPRACOVÁNÍ MEDICÍNSKÝCH OBRAZŮ .....	36
5.1. Detekce hran (edge-based metoda) .....	36
5.2. Region-based metoda .....	37



5.3.	Statistické metody .....	38
5.4.	Hybridní metody .....	41
6.	DESIGN EXPERIMENTU A VÝSLEDKY MĚŘENÍ .....	44
6.1.	Použité pomůcky .....	44
6.2.	Realizace experimentu .....	47
6.3.	Výsledky měření .....	51
7.	VYHODNOCENÍ VLIVU SEKUNDÁRNÍHO ZÁŘENÍ NA EXPOZICI CR KAZET .....	54
7.1.	Zpracování naměřených obrazů se zobrazeným sekundárním zářením .....	54
8.	STATISTICKÁ ANALÝZA ZJIŠTĚNÝCH DAT .....	62
8.1.	Deskriptivní statistika.....	62
8.2.	Efektivní dávka a plošná kerma .....	67
8.3.	Zjištění korelace mezi vzdáleností CR kazety a zanesením obrazu sekundárním zářením.....	70
8.4.	Dvouvýběrové testy pro porovnání shody rozptylů a shody středních hodnot pro data z fixního a mobilního rtg přístroje.....	74
9.	NAVRŽENÍ OPTIMÁLNÍ VZDÁLENOSTI PRO ULOŽENÍ SKIAGRAFICKÝCH KAZET..	76
9.1.	Regresní analýza výsledků z fixní a mobilní rtg skiografie .....	76
9.2.	Fitování modelu.....	77
10.	VYHODNOCENÍ UNIFORMITY PAMĚŤOVÝCH FÓLIÍ .....	81
10.1.	Výsledky z experimentu zjišťování uniformity paměťových fólií.....	82
10.2.	Nalezení pásma intenzit sekundárního záření .....	83
10.3.	Statistické zpracování získaných výsledků a vyvození závěru týkajícího se uniformity paměťových fólií .....	84
11.	DISKUZE.....	91
12.	ZÁVĚR .....	92

LITERATURA.....	94
PŘÍLOHA NA CD .....	96

## Seznam použitých symbolů a zkratek

$\mu$	Intenzita pozadí (-)
AD	Analogově-digitální
a	Parametr pro určení polohy přímky
b	Index pro pozadí; parametr pro určení směrnice přímky
bit	Binary digit (dvojková číslice)
C	Rozptyl z komponent přístroje (-)
c	Vzdálenost dvou vektorů (m)
$C \cdot kg^{-1}$	Coulomb na kilogram
$cGy \cdot cm^2$	Centigray na centimetr čtvereční
CR	Computed Radiography (nepřímá digitální radiografie)
CT	Computed Tomography (výpočetní tomografie)
č.	Číslo
D	Absorbovaná dávka (Gy)
DAP	Dose Area Product (přístroj pro měření plošné kerry)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (standard pro zobrazení a skladování medicínských dat)
DR	Direct Radiography (přímá digitální radiografie)
E	Energie (J); efektivní dávka (Sv); náhodná chyba modelu
$E_0$	Energie dopadajícího fotonu (J)
$E_b$	Energie vázaného elektronu v atomovém obalu (J)
$E_e$	Kinetická energie odraženého fotonu (J)
$E_{pe}$	Kinetická energie vyzářeného fotonu (J)
$E_{sc}$	Energie rozptýleného fotonu (J)
eV, keV	Elektronvolt, kiloelektronvolt
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava
f	Index pro popředí
GRBF	Generalized Radial Basis Functions
Gy, $\mu Gy$	Gray, mikrogray
H	Ekvivalentní dávka (Sv)
$H_0$	Nulová hypotéza
$H_A$	Alternativní hypotéza
$H_T$	Ozařovaný orgán nebo tkáň
$J \cdot kg^{-1}$	Joule na kilogram
K	Kerma (Gy)
kV	Kilovolt
L	Únik záření (-)
LCD	Liquid Crystal Display (displej z tekutých krystalů)
LED	Light-Emitting Diode (dioda emitující světlo)
m	Hmota ozařovaného materiálu
m, cm, mm, nm, pm	Metr, centimetr, milimetr, nanometr, pikometr
mA	Miliampér

mAs	Miliampérsekunda
MRF	Markov Random Fields (Markovská náhodná pole)
P	Rozptyl z fantomu (-)
PACS	Picture Archiving and Communication Systém (systém pro správu a archivaci medicínských dat)
px	Pixel
Q	Elektrický náboj (C)
$R^2$	Index determinace (%)
RIS	Radiologický informační systém
RoI	Region of Interest (oblast zájmu)
rtg	Rentgenové záření / rentgenový
$s^{-1}$	Sekunda na minus první
$s^{-1} \cdot Sr^{-1}$	Sekunda na minus první na steradián na minus první
Se	Selen
Si	Křemík
SID	Source Image Distance (vzdálenost zdroje a detektoru)
SNR	Signal to Noise Ratio (poměr úrovně signálu a šumu) (dB)
Sv, mSv	Sievert, milisievert
T	Threshold (práh); celková radiační dávka mimo oblast ozařování (Sv)
TFT	Thin Film Transistor (tenkovrstvý tranzistor)
w	Váha vazby (-); váha pozadí (-)
$W \cdot m^{-2}$	Watt na metr na minus druhou
$w_R$	Radiační váhový faktor (-)
$w_T$	Váhový faktor orgánu nebo tkáně (-)
X	Expozice záření ( $C \cdot kg^{-1}$ ); nezávislá proměnná u regresní analýzy
$X_{0,5}$	Medián
Y	Závislá proměnná u regresní analýzy
Z	Atomové číslo (-)
$\alpha$	Alfa záření
$\beta$	Beta záření
$\beta^-$	Elektronové záření
$\beta^+$	Pozitronové záření
$\gamma$	Gama záření
$\sigma^2$	Rozptyl
$\sigma_B^2$	Mezi-rozptyl

## Seznam ilustrací

Obrázek 1: Dva způsoby interakce X-záření s látkou. ....	20
Obrázek 2: Mechanismy vzniku charakteristického X-záření a brzdného záření .....	20
Obrázek 3: Geometrické uspořádání zdroje záření, ozařovaného objektu a detektoru při radiačních měřících metodách. ....	23
Obrázek 4: Základní princip rtg zobrazení.....	24
Obrázek 5: Rentgenka s rotující anodou využívaná v radiodiagnostice.....	26
Obrázek 6: Schéma uspořádání rentgenky, DAP metru, primární a sekundární clony a rtg filmu nebo jiného zobrazovacího detektoru .....	27
Obrázek 7: Vliv množství bitů v jednom pixelu na kvalitu obrazu – rtg digitální snímek hrudníku ve formátu 8, 3, 2 a 1 bit na pixel (v pořadí A, B, C a D).....	29
Obrázek 8:Rtg digitální snímek hrudníku se dvěma různými nastavení oken pro úroveň šedi v obraze, čehož se využívá pro zlepšení kontrastu v daném místě tkáně .....	30
Obrázek 9: Ukázka rtg digitálního snímku hrudníku se šumem způsobeným anatomií pacienta. V radiografii hrudníku jsou zdrojem anatomického šumu žebra .....	30
Obrázek 10: Vlevo – digitální radiografický systém Siemens Multi Select DR používaný pro skiografii. Vpravo – ukázka snímků ze skiografického vyšetření.....	31
Obrázek 11: C-rameno Siemens Cios Alpha používané pro skiaskopii.....	32
Obrázek 12: Tři zdroje radiační zátěže v rtg vyšetřovací místnosti. Vlevo – primární záření vyzařované přímo do vyšetřovaného místa u pacienta, uprostřed – rozptýlené záření vyzařované z pacienta, vpravo – záření unikající pouzdem rentgenky .....	33
Obrázek 13: Přehled faktorů uplatňujících se při zeslabování rtg záření.....	34
Obrázek 14: Typy hran v obraze – vlevo step, vpravo ramp.....	36
Obrázek 15: Extrakce vnitřní stěny levé srdeční komory na snímku z magnetické rezonance. Vlevo – původní snímek, vpravo – snímek se zobrazenou aktivní konturou .....	37
Obrázek 16: Segmentace CT snímku srdce použitím level-set metody .....	37
Obrázek 17: Vlevo – původní snímek aorty s počátečním bodem. Následující čtyři snímky znázorňují metodu region growing od daného počátečního bodu (jsou připojovány pixely s hodnotami různými o 50, 100, 150 a 200 .....	38
Obrázek 18: Metoda prahování aplikovaná na snímku z magnetické rezonance. Vlevo – původní snímek mozku, vpravo – výsledná segmentace bílé hmoty mozkové (práh 128).....	39
Obrázek 19: Metoda adaptivní prahování. Vlevo – původní snímek mozku z magnetické rezonance, vpravo – automatická segmentace snímku do pěti tříd, včetně tumoru .....	39
Obrázek 20: Segmentační metoda používající K-means algoritmus aplikovaná na snímek mozku. Vlevo – původní snímek z magnetické rezonance, vpravo – segmentovaný snímek.....	40
Obrázek 21: Segmentační metoda používající MRF algoritmus aplikovaná na snímek mozku. Vlevo – původní snímek z magnetické rezonance, vpravo – snímek segmentovaný algoritmem K-means spolu s MRF .....	41
Obrázek 22: Digitální snímek z mamografu. Vlevo – vyznačení maligního tumoru pro biopsii, vpravo – výsledek watershed algoritmu.....	41
Obrázek 23: Rentgenový fantom použitý pro realizaci experimentu.....	44
Obrázek 24: Dozimetr DMC 3000 použitý pro měření efektivní dávky při realizaci experimentu.....	45

Obrázek 25: Rtg přístroj Siemens AXIOM Iconos R200 ve Fakultní nemocnici Ostrava použitý pro realizaci experimentu. ....	46
Obrázek 26: Mobilní rtg přístroj Siemens Mobilett Mira ve Fakultní nemocnici Ostrava použitý pro realizaci experimentu. ....	47
Obrázek 27: Vývojový diagram měření sekundárního záření. ....	49
Obrázek 28: Připravené pracovní pomůcky na radiologickém pracovišti před zahájením měření – fixní rtg přístroj, antropomorfní fantom, CR kazeta s připevněným olovem a dozimetr. ....	50
Obrázek 29: Detailní ukázka CR kazety s připevněným oloveným plechem a umístění dozimetru. Vše umístěno v předem určené vzdálenosti od rtg přístroje. ....	50
Obrázek 30: Připravené pracovní pomůcky na radiologickém pracovišti před zahájením měření – mobilní rtg přístroj, antropomorfní fantom, CR kazeta s připevněným olovem a dozimetr. ....	51
Obrázek 31: Digitizér s kazetou a počítač se systémem RIS pro digitální zpracování obrazu a odeslání do PACS v ovládací místnosti na radiologickém oddělení ve FNO. ....	54
Obrázek 32: Výsledné digitální snímky znázorňující sekundární záření ve vzdálenosti – 1 m, 1.5 m a 2 m od zdroje záření. ....	55
Obrázek 33: Vlevo – původní obraz snímáný ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření, který bude následně segmentován. Vpravo – výstup multiregionální segmentace na základě 8 segmentačních tříd generovaný v umělém barevném spektru poskytující unikátní barvu pro každou třídu. ....	57
Obrázek 34: Vlevo – binární podoba snímku po aplikaci segmentační metody. Vpravo – výsledný segmentovaný snímek. ....	57
Obrázek 35: Vlevo – histogram původního snímku. Vpravo – histogram snímku po segmentaci. ....	58
Obrázek 36: Křivka reprezentující četnost pixelů v jednotlivých odstínech šedi. Značky znázorňují dolní a horní mez pásma intenzity šedi a intenzitu šedi s největší četností pixelů. ....	59
Obrázek 37: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů množství pixelů pod křivkou histogramu ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj. ....	63
Obrázek 38: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů intenzity šedi maximálního peaku ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj. ....	64
Obrázek 39: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů dolní meze pásma intenzit ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj. ....	65
Obrázek 40: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů horní meze pásma intenzit ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj. ....	66
Obrázek 41: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů efektivní dávky ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj. ....	68
Obrázek 42: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů plošné kerry ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj. ....	69
Obrázek 43: Grafy závislosti jednotlivých veličin fixního rtg přístroje na vzdálenosti CR kazety od zdroje záření. ....	72
Obrázek 44: Grafy závislosti jednotlivých veličin mobilního rtg přístroje na vzdálenosti CR kazety od zdroje záření. ....	73
Obrázek 45: Zjištěné hodnoty jednotlivých veličin fixního rtg přístroje proložené přímkou. V grafu závislosti jednotlivé veličiny na vzdálenosti CR kazety od zdroje záření je vyznačen bod určující ideální hodnotu šedi sekundárního záření (Y) a tomu odpovídající vzdálenost CR kazety (X) ....	78

Obrázek 46: Zjištěné hodnoty jednotlivých veličin mobilního rtg přístroje proložené přímkou. V grafu závislosti jednotlivé veličiny na vzdálenosti CR kazety od zdroje záření je vyznačen bod určující ideální hodnotu šedi sekundárního záření (Y) a tomu odpovídající vzdálenost CR kazety (X) .....	79
Obrázek 47: Deset snímků se zobrazeným sekundárním zářením naměřených na 10 skiagrafických kazetách za stejných měřicích podmínek při expozičních hodnotách 90 kV, 32 mAs a vzdálenosti 1 m od zdroje záření .....	81
Obrázek 48: Snímky se zobrazeným sekundárním zářením měřené za stejných podmínek při expozičních hodnotách 90 kV a 32 mAs. Vlevo – snímek z kazety č. 1; vpravo – snímek z kazety č. 2. ....	83
Obrázek 49: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů intenzity šedi maximálního peaku (Tabulka 12) ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií.....	85
Obrázek 50: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů dolní meze pásma intenzit ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií. ....	86
Obrázek 51: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů horní meze pásma intenzit ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií .....	87

## Seznam tabulek

Tabulka 1: Spektrum elektromagnetického vlnění.....	18
Tabulka 2: Efektivní dávka u dospělých při diagnostice v radiologii .....	22
Tabulka 3: Tabulka naměřených hodnot z měření na fixním rtg přístroji.....	52
Tabulka 4: Tabulka naměřených hodnot z měření na mobilním rtg přístroji.....	53
Tabulka 5: Tabulka se zjištěnými veličinami z 30 snímků naměřených na fixním rtg přístroji. ....	60
Tabulka 6: Tabulka se zjištěnými veličinami z 30 snímků naměřených na mobilním rtg přístroji.....	61
Tabulka 7: Statistické ukazatele množství pixelů pod křivkou histogramu pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje. ....	62
Tabulka 8: Statistické ukazatele intenzity šedi maximálního peaku pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje.....	64
Tabulka 9: Statistické ukazatele dolní meze pásma intenzit pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje.....	65
Tabulka 10: Statistické ukazatele horní meze pásma intenzit pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje.....	66
Tabulka 11: Statistické ukazatele efektivní dávky pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje. ....	68
Tabulka 12: Statistické ukazatele plošné kerry pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje. ....	69
Tabulka 13: Výsledné p-hodnoty Shapirova-Wilkova testu pro ověření předpokladu normality (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty se zamítnutou normalitou).....	70
Tabulka 14: Výsledné korelační koeficienty a p-hodnoty zjištění míry závislosti mezi veličinami fixního a mobilního rtg přístroje a vzdáleností CR kazety (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je hodnota korelace statisticky významná).....	71

Tabulka 15: Výsledné p-hodnoty Shapirova-Wilkova testu pro ověření předpokladu normality (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty se zamítnutou normalitou). .....	74
Tabulka 16: Výsledné p-hodnoty pro ověření shody rozptylů mezi veličinami fixního a mobilního rtg přístroje ve všech třech vzdálenostech (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je shodný rozptyl zamítnut). .....	75
Tabulka 17: Výsledné p-hodnoty pro ověření shody středních hodnot (resp. mediánů) mezi veličinami fixního a mobilního rtg přístroje ve všech třech vzdálenostech (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je shodná střední hodnota zamítnuta). .....	75
Tabulka 18: Výsledné vzdálenosti CR kazety od zdroje záření pro jednotlivé veličiny fixního a mobilního rtg přístroje. ....	77
Tabulka 19: Výsledné vzdálenosti CR kazety od zdroje záření pro jednotlivé veličiny fixního a mobilního rtg přístroje. ....	79
Tabulka 20: Tabulka naměřených hodnot z experimentu pro zjištění uniformity paměťových fólií. ....	82
Tabulka 21: Tabulka se zjištěnými hodnotami z 20 snímků naměřených na dvou stejných skiagrafických kazetách ve vzdálenosti 1 m od zdroje záření. ....	84
Tabulka 22: Statistické ukazatele intenzity šedi maximálního peaku ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií. ....	85
Tabulka 23: Statistické ukazatele dolní meze pásma intenzit ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií. ....	86
Tabulka 24: Statistické ukazatele horní meze pásma intenzit ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií. ....	87
Tabulka 25: Výsledné p-hodnoty Shapirova-Wilkova testu pro ověření předpokladu normality (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty se zamítnutou normalitou). ....	88
Tabulka 26: Výsledné p-hodnoty pro ověření shody rozptylů mezi veličinami skiagrafické kazety č. 1 a č. 2 ve vzdálenosti 1 m (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je shodný rozptyl zamítnut). ....	88
Tabulka 27: Výsledné p-hodnoty pro ověření shody mediánů mezi veličinami skiagrafické kazety č. 1 a č. 2 ve vzdálenosti 1 m (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je shodná hodnota mediánu zamítnuta). ....	89
Tabulka 28: Tabulka s uvedeným počtem skenů provedených na konkrétní kazetě před započítáním realizace celého experimentu. ....	90



## 1. ÚVOD

Jednou ze zobrazovacích diagnostických metod využívaných v radiologii je skiografie. Skiografie využívá ionizujícího záření a slouží k zobrazení tvrdých i měkkých tkání lidského těla. Při ozařování primárním svazkem rtg záření dochází v pacientově těle ke vzniku sekundárního záření, které je následně rozptýleno do okolního prostředí.

Vzniklé sekundární záření má nežádoucí vliv na další osoby přítomné ve vyšetřovací místnosti a také na výsledný rtg obraz. Tato diplomová práce zkoumá prostřednictvím experimentu vliv sekundárního záření na expozici skiagrafických kazet, jejichž součástí je paměťová fólie. Práce se nezabývá kvalitou výsledného rtg obrazu, ale zajímá se o vyprodukované sekundární záření, které se zobrazí na skiagrafické kazetě v určité vzdálenosti od zdroje záření. Tato situace může nastat vlivem chyby lidského faktoru, kdy dojde k zapomenutí skiagrafické kazety ve vyšetřovací místnosti a následně je důležité rozhodnout, zda tato kazeta může být ihned použita pro rentgenování nebo musí být nejdříve vyčištěna v digitizéru.

Hlavním cílem práce je vytvoření matematického modelu umožňující predikci míry poškození skiagrafických kazet v závislosti na vzdálenosti od zdroje záření. Vytvořený model je vhodný pro určení optimální vzdálenosti pro uložení skiagrafických kazet tak, aby neúčinně nebyly zaneseny sekundárním zářením. Jedná se zejména o ozařování v polních podmínkách mobilním rtg přístrojem, kde nejsou další místnosti oddělené stínící stěnou a lékař má ve většině případů skiagrafické kazety v bezprostřední blízkosti rentgenového přístroje.

První část práce představuje teoretický úvod k dané problematice, který se zabývá ionizujícím zářením, radiodiagnostickými zobrazovacími metodami, sekundárním zářením vzniklým při expozici primárním svazkem záření a segmentačními metodami pro zpracování digitálních snímků.

V praktické části byl sestaven experiment pro získání snímků se zobrazeným sekundárním zářením ve třech vzdálenostech od zdroje záření. Pro realizaci experimentu byl používán fixní a mobilní rtg přístroj. Digitální obrazy byly následně zpracovány segmentační metodou a pomocí histogramu bylo určeno pásmo intenzity šedi charakterizující sekundární záření pro každý ze snímků. Výsledná data byla statisticky zpracována a byla určena optimální vzdálenost pro uchovávání skiagrafických kazet. Součástí praktického experimentu bylo i studování uniformity paměťových fólií, ze kterých se sestává skiagrafická kazeta.

## TEORETICKÁ ČÁST

## 2. IONIZUJÍCÍ ZÁŘENÍ

Záření (radiace) je proces, při kterém pomocí fyzikálních polí, nebo pomocí mikročástic dochází k přenosu energie. Při záření je kromě energie přenášena také hmota a informace. [23]

Přenos energie může být realizován:

- **časově proměnným polem**, které se šíří prostorem formou vln. Ze zdroje se uvolňují vlny, čímž do prostoru přenášejí část energie od tohoto zdroje. Jedná se o záření vlnové – elektromagnetické vlny. [23]
- **pohybujícími se částicemi** šířících se prostorem velkou rychlostí ze zdroje, čímž přenášejí kinetickou energii od zdroje do okolního prostoru. Jedná se o záření korpuskulární – záření  $\alpha$  nebo  $\beta$ . [23]

Výsledné záření se může šířit ve vakuu, nebo v látkovém prostředí. V látkovém prostředí část záření projde původním směrem, ale část záření bývá rozptýlená nebo absorbována, čímž dochází k zeslabení záření a vzniku záření sekundárního. Podle schopnosti záření procházet látkami nebo naopak se v látkách absorbovat se rozlišuje záření málo pronikavé ( $\alpha$ ,  $\beta$ ) a záření pronikavé (rentgenové,  $\gamma$  nebo neutronové záření). [23]

Různé druhy záření mají ve většině případů vysokou energii, což je důležitá vlastnost při interakci záření s hmotou – hovoříme o procesu **ionizace**. Ionizace nastává tehdy, když elektricky nabitě částice v daném prostředí ztrácí svou energii prostřednictvím interakce s orbitálními elektrony. Výsledkem ionizace je iontový pár obsahující uvolněný elektron a pozitivně nabitý elektron. „*Ionizující záření je takové záření, jehož kvanta mají natolik vysokou energii, že jsou schopna vyřážet elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat.*“ [23] Pro fotonové, elektronové a  $\alpha$  záření se za energetickou hranici ionizujícího záření považuje 5 keV. V některých případech vyražené elektrony vlastní dostatečnou energii pro produkci dodatečné ionizace nazývané sekundární ionizace a tyto elektrony se nazývají delta paprsky. [23] [1]

Podle interakce záření s hmotou se ionizující záření dělí na dvě skupiny:

- 1) **záření přímo ionizující** – kvanta tohoto záření nesou elektrický náboj a dojde k přímé excitaci elektronů z atomů. Řadí se sem záření  $\alpha$ ,  $\beta^-$ ,  $\beta^+$  a protonové záření.
- 2) **záření nepřímo ionizující** – kvanta tohoto záření v látce nejprve předávají svou kinetickou energii elektronům, které poté přímými účinky na atom látku ionizují. Do této skupiny se řadí fotonové záření rentgenové (X-záření),  $\gamma$  a neutronové záření. [23]

Rentgenové záření se tedy řadí do skupiny elektromagnetického vlnění s nepřímou ionizací (Tabulka 1). V diagnostice se využívá X-záření o vlnové délce  $10^{-9}$ - $10^{-11}$  m. [25]

Tabulka 1: Spektrum elektromagnetického vlnění. [25]

Druh záření	Vlnová délka
Elektrické vlny	$10^8$ - $10^4$ m
Rozhlasové vlny	$10^3$ - $10^{-2}$ m
Infračervené záření	$10^{-3}$ -720 nm
Viditelné světlo	720-380 nm
Ultrafialové záření	380-10 nm
Rentgenové záření	$10^{-8}$ - $10^{-12}$ m
Kosmické záření	$10^{-12}$ m -<1 pm

## 2.1. Zdroje ionizujícího záření

Zdrojem ionizujícího záření je každý předmět, přístroj nebo látka emitující ionizující záření. Přírodním zdrojem ionizujícího záření v přírodě jsou radioaktivní prvky (např. uranové rudy nebo zdroje kosmického záření – slunce). Uměle vytvořeným zdrojem ionizujícího záření jsou rentgenky v diagnostických či terapeutických přístrojích, procesy v atomových elektrárnách nebo atomové zbraně. [23] [25]

Umělé zářiče lze podle principu vzniku záření dělit na několik skupin. V případě rtg diagnostiky se jedná o elektronické zdroje záření, jako jsou rentgenové trubice a urychlovače částic. [23]

## 2.2. Fyzikální veličiny spojené s ionizujícím zářením

- 1) **kinetická energie kvant záření** (eV) – ovlivňuje další vlastnosti záření při interakci s ozařovanými látkami (ionizace, dolet)
- 2) **radiační výkon** – udává množství záření ze zdroje za jednotku času
  - **emise zdroje** ( $\text{s}^{-1}$ ) – počet emitovaných částic ze zdroje za jednotku času
  - **úhlová emise zdroje** ( $\text{s}^{-1} \cdot \text{Sr}^{-1}$ ) – počet emitovaných částic vztažených na jednotkový prostorový úhel
- 3) **intenzita záření** ( $\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$ ) – udává míru účinku záření na hmotu v daném místě [23]

## 2.3. Kolimace

Svazek záření ze zdroje nemá nikdy homogenní charakter. Prostorové rozložení intenzity záření a radiační dávky je tedy takového charakteru, že v centru svazku je nejvyšší dávka, která směrem k okrajům klesá. Za normálních podmínek je svazek záření rozbíhavého charakteru, ale pro většinu aplikací je potřeba fokusovaného tvaru svazku záření, čehož lze dosáhnout jedině kolimací. Realizace kolimace je však na úkor velké ztráty intenzity původního záření. [23]

Abychom tedy záření směřovali do určitého úhlu či soustředili do určitého místa, použijeme kolimátor. Pod pojmem kolimátor si lze představit těleso, které propouští jen záření z požadovaných směrů, kdežto záření ze směrů ostatních nepropouští, ale absorbuje ho vlivem materiálu, ze kterého je

kolimátor vyroben. Kolimátor bývá nejčastěji ve tvaru tubusů či clon. V rtg diagnostice jsou významné Buckyova-Potterova a Lysholmova clona (více viz kapitola 3.1.2 Filtry a clony používané u rtg zobrazení). [23]

## 2.4. Interakce X-záření

Při průletu ionizujícího záření látkou dojde k interakcím kvant záření s elektrony a jádry atomů v důsledku ztráty energie těchto částic, jejich brzdění a nakonec i zastavení. Po zabrzdění a pohlcení v látce, kvanta X-záření (fotony) předají veškerou svou energii částicím látky (elektronům) a následně zaniknou zásluhou fotoefektu. [23]

Ionizační procesy při interakci X-záření s látkou:

### 1) Fotoefekt

Foton X-záření má vliv na elektron v atomovém obalu, předá mu všechnu svou energii a zanikne. Energie fotonu je spotřebována na uvolnění orbitálního elektronu a na kinetickou energii excitovaného fotoelektronu.

Fotoelektron se dále pohybuje mezi atomy, ionizuje je a nakonec se zabrzdí. Na místo excitovaného elektronu ihned přeskočí elektron z vyšší vrstvy elektronového obalu a energetický rozdíl mezi vyšší a nižší vrstvou je vyzářen ve formě kvanta (fotonu) elektromagnetického záření – charakteristické rentgenové záření. [23]

Kinetická energie vyzářeného fotonu ( $E_{pe}$ ) je rovna energii vázaného elektronu v atomovém obalu ( $E_b$ ) odečtené od energie dopadajícího fotonu ( $E_0$ ) [1]:

$$E_{pe} = E_0 - E_b \quad (1)$$

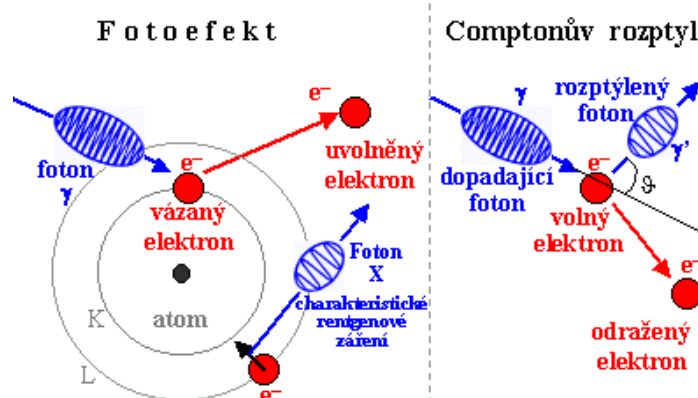
### 2) Comptonův rozptyl

V případě, že se foton X-záření střetne s volným nebo jen slabě vázaným elektronem, je mu předána jen část energie fotonu, který se následně odrazí od daného elektronu a pohybuje se dále v jiném směru a s nižší energií. Elektron je srážkou urychlen a ionizuje se.

Ionizace představuje rozdělení na záporný elektron a kladný iont. Některé elektrony excitované při ionizaci mají tolik energie, že se i nadále po své dráze samy ionizují – sekundární ionizace. [23]

Energie dopadajícího fotonu ( $E_0$ ) je rovna součtu energie rozptýleného fotonu ( $E_{sc}$ ) a kinetické energie odraženého fotonu ( $E_{e-}$ ) [1]:

$$E_0 = E_{sc} + E_{e-} \quad (2)$$



Obrázek 1: Dva způsoby interakce X-záření s látkou. [23]

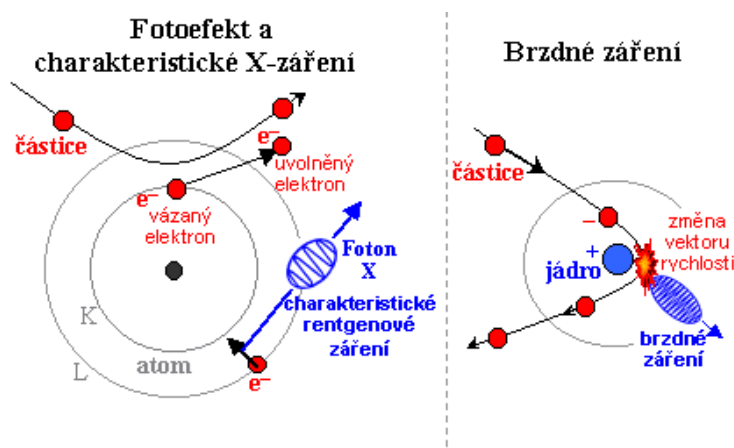
Čím vyšší energie X-záření je použita, tím nižší je průměrný úhel rozptylu. V medicínských datech má detekce tohoto rozptýleného záření vzniklého fotoefektem nebo Comptonovým rozptylem nepříznivý vliv na kvalitu výsledného obrazu. [1]

Dalším jevem při interakcích záření s látkou je teplo. Teplo vzniká při absorpci záření látkou, kdy dochází k předání části energie v podobě kinetické energie atomů (teplo). Při intenzivním ozařování se ozařovaná látka zahřívá docela výrazně. [23]

## 2.5. Sekundární záření vzniklé při interakcích rentgenového záření s látkou

Při interakcích primárního svazku X-záření s látkou dochází k sériím procesů zvaných kaskáda elektronů, při nichž je generováno sekundární záření v podobě:

- **fotoelektronů**, které jsou uvolněné z obalu atomu pomocí fotoefektu primárního  $\gamma$  záření,
- **charakteristického X-záření**, které následuje po fotoefektu primárního  $\gamma$  záření,
- **Augerových elektronů** vznikajících při vnitřní konverzi charakteristického X-záření,
- **brzdného záření** vznikajícího pohybem elektronů a pozitronů v ozařované látce. [23]



Obrázek 2: Mechanismy vzniku charakteristického X-záření a brzdného záření. [23]

Fotoelektrony a Augerovy elektrony jsou v látce ve většině případů absorbovány a z vrstev při povrchu ozařované látky jich vylétá jen velmi malé množství. Naopak kvanta charakteristického X-záření a brzdného záření snadno vylétávají z ozařované látky ven. [23]

Albedo (míra sekundárního záření emitovaného ozařovaným tělesem) je pro X-záření živé tkáně velmi nízké, pod 1%, což je způsobeno Comptonovým rozptylem. [23]

## 2.6. Jednotky radiace a měření

### 2.6.1. Kerma

Kerma (K) je definována jako kinetická energie transferována do nabitých částic v daném prostředí prostřednictvím nepřímo ionizujícího záření. Jednotkou Kermy je *gray* (Gy), kde  $1\text{Gy} = 1\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ . [1]

### 2.6.2. Absorbovaná dávka

Množství absorbované dávky (D) je definováno jako energie (E) dodána ionizujícím zářením za jednotku hmoty ozařovaného materiálu (m). Jednotkou pro absorbovanou dávku je *gray* (Gy), kde  $1\text{Gy} = 1\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ . [1]

$$D = \frac{E}{m} \quad (3)$$

### 2.6.3. Expozice záření

Množství elektrického náboje (Q) produkovaného elektromagnetickým ionizujícím zářením ve vzduchu (m) je nazýváno expozice (X). Jednotkou pro expozici je *coulomb na kilogram* ( $\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$ ). [1]

$$X = \frac{Q}{m} \quad (4)$$

### 2.6.4. Ekvivalentní dávka

Míra biologického poškození je zvyšována s pravděpodobností stochastického účinku, jako je např. rakovina, a tudíž je zde přidělen vyšší váhový faktor záření. Součinem absorbované dávky (D) a radiačního váhového faktoru ( $w_R$ ) vzniká hodnota ekvivalentní dávka (H). Jednotkou ekvivalentní dávky je *sievert* (Sv), kde  $1\text{Sv} = 1\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ . Pro X-záření je hodnota radiačního váhového faktoru rovna 1 a lze říci, že absorbovaná dávka (D) a ekvivalentní dávka (H) jsou si v případě X-záření rovny ( $1\text{Gy} = 1\text{Sv}$ ). [1]

$$H = D \cdot w_R \quad (5)$$

### 2.6.5. Efektivní dávka

Biologická tkáň je odlišně citlivá na účinky ionizačního záření. Součet produktů ekvivalentní dávky každého z ozařovaných orgánů nebo tkání ( $H_T$ ) a odpovídajícího váhového faktoru ( $w_T$ ) pro daný orgán nebo tkáň je nazýván efektivní dávka ( $E$ ). Jednotka efektivní dávky je Sv, stejně jako pro ekvivalentní dávku. Efektivní dávka pro dané orgány při specifických vyšetřovacích metodách je závislá na několika parametrech jako je kvalita obrazu (SNR), hmotnost pacienta, technika ozařování a aplikace technologií pro redukci dávky. [1]

$$E = \sum_T [w_T \times H_T] \quad (6)$$

Vybrané hodnoty efektivní dávky v radiologii při diagnostice dospělých jsou uvedené v Tabulka 2. Radiologové vykonávající vyšetřovací techniky jako je CT a rentgenografie mají za normálních okolností roční efektivní dávku pohybující se v rozmezí 0,5 až 1 mSv. Aktuální dávka přijatá zaměstnanci je závislá na mnoha faktorech – jejich role u vyšetření (vykonávání nebo asistence), množství a složitost vykonaných vyšetření a použití ochranných prostředků a technik. [1]

Tabulka 2: Efektivní dávka u dospělých při diagnostice v radiologii. [1]

Vyšetřovaná část těla	Průměrná efektivní dávka (mSv)	Rozmezí hodnoty efektivní dávky uváděné v literatuře (mSv)	Počet dní rovný radiačnímu prostředí v místnosti
Lebka	0,1	0,03 - 0,22	12
Krční páteř	0,2	0,07 - 0,3	24
Hrudní páteř	1	0,6 - 1,4	118
Bederní páteř	1,5	0,5 - 1,8	177
Hrudníku	0,02	0,007 - 0,05	2
Pánev	0,6	0,2 - 1,2	73
Rameno	0,01	–	1
Koleno	0,005	–	1

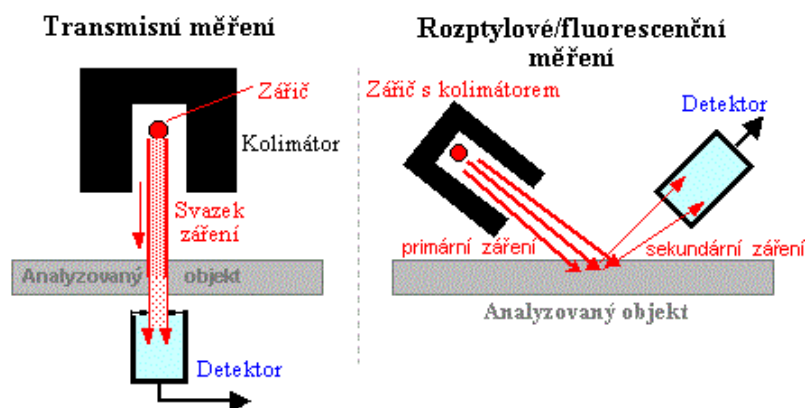
### 2.7. Radiační měřicí metody

Radiační měřicí metody využívají vlastností ionizujícího záření pro měření fyzikálních a technických parametrů a pro analýzu vlastností látek. Tyto metody se z hlediska povahy primárního a sekundárního záření dělí na dvě skupiny:

- 1) **absorpční transmisní měření** – založené na měření absorpce záření v látkách. Vyšetřovaný objekt se nachází mezi zdrojem záření a detektorem, je prozařován a detektor zaznamenává zeslabení záření při průchodu ozařovaným objektem. Tato metoda se v praxi používá pro měření tloušťky a hustoty materiálu nebo výšky hladiny kapalin. [23]



- 2) **rozptylové a fluorescenční měření** – zdroj záření a detektor se nachází ve stejném „poloprostoru“ vzhledem k měřenému objektu. Objekt je ozařován primárním zdrojem záření a detektorem je měřeno sekundární záření vznikající v objektu fyzikálními zákonitostmi (Comptonův rozptyl, charakteristické X-záření). [23]



Obrázek 3: Geometrické uspořádání zdroje záření, ozařovaného objektu a detektoru při radiačních měřících metodách. [23]

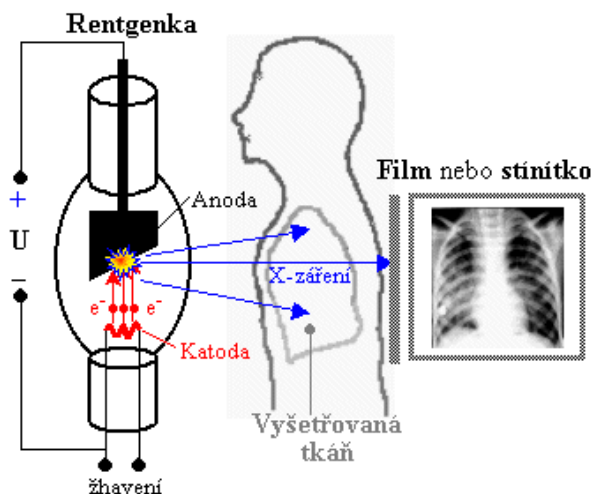
### 3. RADIODIAGNOSTICKÉ ZOBRAZOVACÍ METODY VYUŽÍVAJÍCÍ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ

Radiologie je lékařský obor, který zahrnuje všechny diagnostické metody využívající ionizujícího záření (skiografie, rentgenová skiaskopie, mamografie, angiografie, CT). Postupem času do této oblasti byly začleněny i metody, které ionizující záření nevyužívají (ultrasonografie a magnetická rezonance). [1]

Rentgenové záření je neviditelné a šíří se vakuem rychlostí světla. Intenzita X-záření ubývá s mocninou vzdálenosti. Základ radiologie tvoří principy X-záření a základní komponenty přístroje produkující X-záření – např. rentgenka, zesilovač rtg obrazu nebo primární a sekundární clony. Nejstarší a dodnes nejrozšířenější aplikací ionizujícího záření je rentgenová diagnostika, která bude hlavním předmětem této práce. [25]

#### 3.1. X-záření

Elektromagnetické X-záření vznikající v rentgence prochází vyšetřovaným objektem. Při průchodu záření objektem se část záření absorbuje v závislosti na tloušťce a hustotě tkáně a zbylá část záření prochází tkání a je zobrazována na záznamovém médiu. Výsledkem je rentgenový obraz vyšetřované tkáně odrážející velikosti, tvary a uspořádání tkání a orgánů v organismu. Podle diferencované absorpce X-záření v různých tkáních jsou na obraze přiřazeny různé intenzity šedi. Měkké tkáně mají menší hustotu, nižší absorpci X-záření a propouští tedy více záření – výsledkem je jasnější obraz čili větší zčernání záznamového média. Oproti tomu kosti, které jsou hutnější a absorbují více X-záření, zapříčiní méně intenzivní obraz a tedy menší zčernání fotografického filmu. [23]



Obrázek 4: Základní princip rtg zobrazení. [23]

Rtg záření reaguje s atomy tkáně dvěma procesy – fotoefekt a Comptonův rozptyl (viz kapitola 2.4 Interakce X-záření). [23]

### 3.1.1. Rentgenka

Rentgenka (viz Obrázek 5) je vysoce vakuová elektronka, která je zdrojem X-záření pro rtg zobrazení. Jedná se o klasickou diodu zapojenou v obvodu s vysokým napětím cca 20-200 kV (pro diagnostické účely jsou hodnoty nastaveny na 40 až 150 kV). [23] [1]

Základní konstrukce rentgenky je tvořena z 3 částí:

- a) vnitřní část (vločka),
- b) kryt (pouzdro),
- c) vysokonapěťové kabely.

Rentgenka má poměrně robustní konstrukci, aby odváděla teplo vznikající při přeměně kinetické energie elektronů. Podle konstrukce se rentgenky dělí na rentgenky s pevnou anodou (pro chlazení se používá olej) a rentgenka s rotující anodou (elektrony zde dopadají na jiné místo, čímž se tepelné zatížení rozloží na velkou plochu disku). [23] [25]

Po zapojení vysokého anodového napětí je katoda žhavená, čímž dochází k emisi elektronů, které jsou přitahovány k anodě. Terčík anody je vyroben z těžkého materiálu, nejčastěji z wolframu. Silným elektrickým polem jsou elektrony urychlovány a před dopadem na anodu získá elektron značně vysokou rychlost. [23] [25]

V okamžiku, kdy elektrony dopadnou na anodu, se prudce zabrzdí, čímž se část jejich kinetické energie přemění na brzdné elektromagnetické záření (cca 1%). Větší část kinetické energie se přemění na teplo. Čím vyšší je energie dopadajících elektronů, tím hlouběji proniknou do atomů anody, což má ve výsledku vliv na intenzivní změnu vektoru jejich rychlosti a o to tvrdší brzdné X-záření vzniká. [23]

Kromě brzdného X-záření je rentgenkou produkováno i množství charakteristického X-záření. Energie charakteristického X-záření je závislá na materiálu anody. Charakteristické záření vzniká v důsledku fotoefektu (viz kapitola 2.4 Interakce X-záření). Vyprodukované rtg záření (brzdné i charakteristické X-záření) opouští anodu a vylétá z rentgenky ven. [1] [23] [25]

Elektronka potřebuje ke své funkci elektrické napájení, proto má tři zdroje:

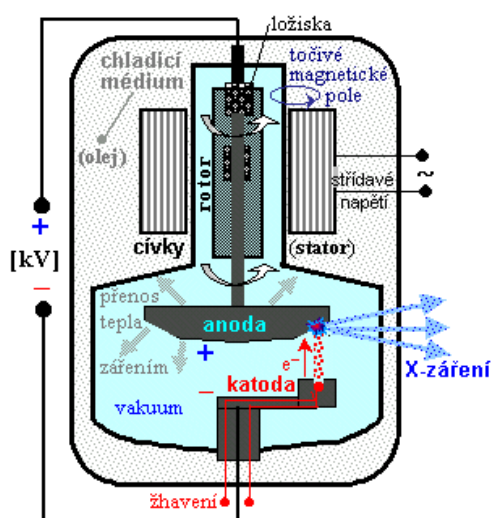
- zdroj žhavicího proudu – žhavicí transformátor pro katodu rentgenky
- zdroj vysokého napětí – vysokonapěťový transformátor, který je zdrojem anodového napětí pro urychlování elektronů v rentgence
- napájení pro rotaci anody – střídavé napětí přiváděné na cívky statoru pro vznik točivého magnetického pole, aby následně mohla rotovat anoda rentgenky [23]

Na řídicím panelu pro rentgenku se nastavují dva hlavní parametry určující charakteristiku primárního svazku X-záření:

- 1) **Anodové napětí (kV)** – určuje maximální energii při produkci X-záření a ovlivňuje kvalitu výsledného svazku záření. Ze zvyšující se hodnotou kV se zvyšuje produkce X-záření a kvalita paprsku. [1] [16]
- 2) **Anodový proud (mA)** – je úměrný množství elektronů proudících z katody do anody za jednotku času. Součin hodnoty anodového proudu (mA) a času (s) je nazýván *mAs* a určuje kvantitu X-záření. [1] [16]

Kvantita X-záření je přibližně úměrná  $Z \times kV^2 \times mAs$ , kde  $Z$  je atomové číslo rovno materiálu anody. Kdežto kvalita X-záření je závislá na hodnotě anodového napětí, zdroji vysokého napětí a filtraci. [1] [16]

Pouzdro rentgenky je vyrobeno nejčastěji z hliníku. Na povrchu krytu jsou umístěna čidla – pro počítání expozic či přehřátí rentgenky. Rentgenka s krytem, kolimační systém pro vymezení tvaru svazku X-záření a filmová kazeta jsou namontovány na speciálním stojanu, jehož konstrukce je dána metodikou rtg zobrazování. [23] [25]



Obrázek 5: Rentgenka s rotující anodou využívaná v radiodiagnostice. [23]

### 3.1.2. Filtry a clony používané u rtg zobrazení

Použití filtrů a kolimačních clon je důležité pro diagnostickou aplikaci X-záření. Přidáním filtrů do vyzařovaného X-záření dojde k jednoznačnému snížení radiační zátěže pacienta, což vyžaduje kompenzaci zvýšením hodnoty  $mAs$ . [1] [23]

**Primární clona** zajišťuje vymezení svazku X-záření na užitečný svazek tak, aby ozařoval jen vyšetřovanou oblast pacienta. Úkolem primární clony je tedy:

- snížení ozáření pacienta na minimum,
- omezení množství sekundárního záření ve vyšetřovaném objektu. [23] [25]

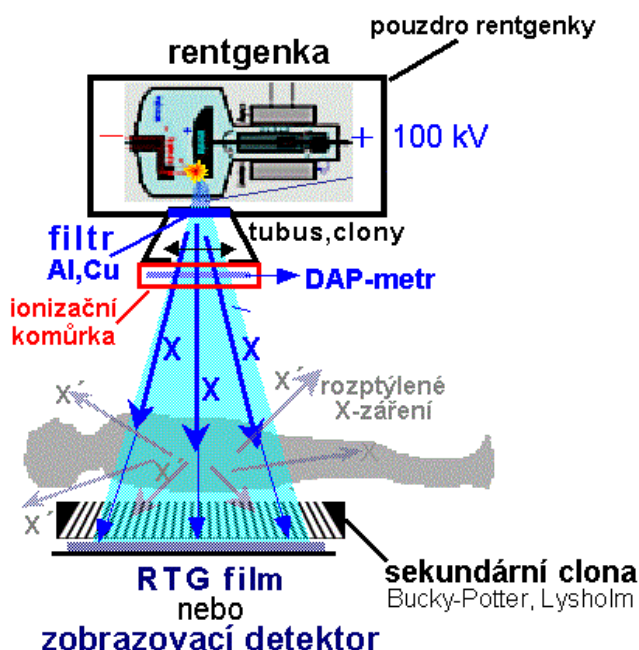
Za rentgenkou je umístěn **filtr** (nejčastěji z hliníkového materiálu) pro pohlcení nízkoeenergetických fotonů, které nejsou použitelné pro zobrazení – pronikly by pouze do podkoží pacienta a navíc zvýšily jeho radiační zátěž. Pro tento účel se nejčastěji používá hliníkový materiál. [1] [23]

Dále je v přístroji umístěn **tubus** s nastavitelnými clonami pro geometrické vymezení svazku X-záření, na jehož konci bývá namontován tzv. DAP metr. DAP metr je ionizační komůrka pro monitoring expozice X-záření a stanovení radiační dávky pacienta během rtg vyšetření. [23]

Mezi pacientem a filmem (popřípadě flat-panelem) je umístěna **sekundární clona** – mřížka, která svými mezerami propouští pouze primární X-záření procházející ve směru původního svazku, zatímco sekundární fotony vzniklé Comptonovým rozptylem šířící se jinými směry sekundární clona pohlcuje. Tím, že dojde k potlačení sekundárního rozptýleného záření, se výrazně zlepši kontrast výsledného rtg obrazu. Nevýhodou sekundární clony je však pohlcování i užitečného X-záření, což vede ke zvyšování expozice. [1] [23]

Existují 3 typy sekundárních clon:

- Bucky-Potterova clona** – má 10 lamel/1 cm, které jsou poměrně široké, tudíž se clona při snímkování musí pohybovat, jinak by ve výsledném snímku vznikl rastr – stíny lamel. [25]
- Lysholmova clona (paralelní)** – má 28 lamel/1 cm, které jsou jemnější a během skiografie se nemusí pohybovat. Často se používá u pojízdných přístrojů. [25]
- Smithova clona (ultra jemná)** – má 50 lamel/1 cm a používá se v zesilovačích obrazu. Jedná se o dvě mřížky na sobě položené a pootočené o 90 stupňů. [25]



Obrázek 6: Schéma uspořádání rentgenky, DAP metru, primární a sekundární clony a rtg filmu nebo jiného zobrazovacího detektoru. [23]

### 3.1.3. Zobrazovací detektory X-záření

V současné době je zobrazení X-záření pomocí fotografického filmu nebo luminiscenčního stínítka nahrazováno elektronickými zobrazovacími detektory. Hlavními výhodami elektronických

detektorů je vyšší detekční citlivost, možnost digitalizace, rychlejší provoz na odděleních a jsou také výhodnější z hlediska radiační zátěže. [8] [23]

Rozdělení digitálních zobrazovacích systémů:

- 1) **Nepřímá digitální radiografie (CR – computed radiography)** – základem tohoto systému je paměťová fólie s vrstvou mikrokrytalů luminiforu nebo halogenidů barya obohacených o europium. Po dopadu X-záření na luminiforovou vrstvu elektrony získají vyšší energii, než by odpovídala dané orbitě, a proto elektron následně přestoupí na orbitu s vyšší energetickou hladinou. Tento jev se nazývá elektronová past a vzniká tzv. latentní obraz. [25]

Po expozici se paměťová fólie vloží do digitizéru (čtečky), kde dochází k tepelné fotostimulaci pomocí ozáření červeným laserem. Elektrony se vrací zpět do původní polohy a svou přebytečnou energii emitují jako viditelné záření (obvykle modré). AD převodník mění elektrický analogový signál na digitální informaci. Následně se paměťová fólie vymaže pomocí intenzivního světla a je tak připravena k dalšímu použití. [25]

CR systémy mají poměrně nestabilní excitaci, proto je nutné paměťovou fólii oskenovat co nejdříve a jsou také velmi citlivé na sekundární záření, proto při ozařování musí být použity sekundární clony. [25]

- 2) **Přímá digitální radiografie (DR – direct radiography)** – převod elektromagnetického záření na elektrický signál je zprostředkován pomocí fotodiody, ve které dodané fotony elektromagnetického záření uvolní elektrony z pevné vazby. Elektrony se ve fotodiodě začnou volně pohybovat a místo uvolněného elektronu zůstane neobsazené. [25]

Základem DR je velký počet pixelů poskládaných do obrazové matice. Velikost elektrického signálu z každého pixelu je rovna počtu fotonů X-záření dopadajících na dané místo detektoru. Systémy pro DR zobrazení se nazývají flat-panely. [23] [25]

Podle převodu X-záření na elektrický signál existují dva druhy flat-panelů:

- a) **Flat-panel s nepřímou konverzí a-Si** – fotony X-záření nejdříve dopadají na scintilační vrstvu, čímž vznikají záblesky viditelného světla. Vzniklé luminiscenční světlo dopadá na soustavu polovodičových fotodiód, které jsou na bázi amorfního křemíku. Ve fotodiodách se fotoefektem uvolní elektrický náboj, čímž je světlo převedeno na elektrický signál. Elektrický analogový signál je následně AD převodníkem změněn na digitální informaci. Nevýhodou nepřímé konverze je rozptyl světla, což má za následek snížení rozlišovací schopnosti. [23] [25]
- b) **Flat-panel s přímou konverzí a-Se** – základ je tvořen skleněným substrátem, na kterém jsou uloženy fotodiody z amorfního selenu, TFT a kondenzátory pro uchování signálu. Fotony X-záření dopadají přímo na fotodiody, kde pomocí interakce uvolní elektrické náboje, které jsou přímo převáděny na elektrický signál. Elektrické impulsy z jednotlivých pixelů jsou pomocí AD převodníku střádány do paměti počítače, čímž se vytváří digitální rtg obraz. Flat-panely s touto konstrukcí mají omezenou velikost a zatím se používají velmi zřídka. [23] [25]

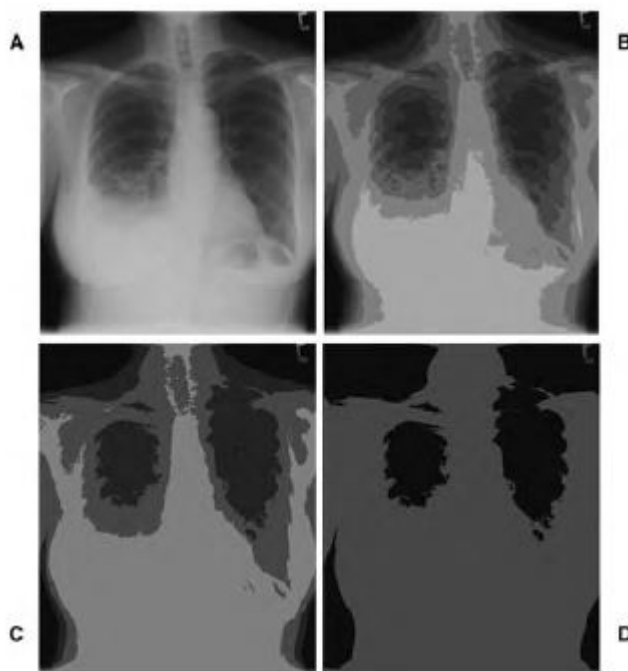
### 3.1.4. Rentgenový obraz

Radiografie produkuje dvourozměrné rtg obrazy znázorňující třírozměrný objekt – pacienta. Vstupní informace je ve formě úrovní šedi, které vznikají odlišnou absorpcí rtg záření, fázovým posunem tělesných tkání mající odlišnou tloušťku, hustotou a chemickou skladbou – jedná se o monochromatický obraz. Pro vznik rtg obrazu jsou důležité tři základní komponenty:

- a) zdroj záření – rentgenka,
- b) objekt – vyšetřovaný pacient,
- c) film, luminiscenční plocha nebo zobrazovací detektory u digitálních přístrojů.

[8] [25]

Pro snímkování se používají dvě základní projekce – centrální a paralelní. Digitální obraz je obdélníkového tvaru, v některých případech čtvercového, složen z obrazových elementů nazývaných pixely. Každý pixel je reprezentován jednou numerickou hodnotou, která vyjadřuje souřadnice a stupeň šedi. Obraz je uložen jako matice těchto numerických hodnot. Kvalita výsledného obrazu je ovlivněna množstvím bitů uložených v jednom pixelu – lepší kontrast obrazu vyžaduje více bitů v pixelu (Obrázek 7). [1] [25]



**Obrázek 7: Vliv množství bitů v jednom pixelu na kvalitu obrazu – rtg digitální snímek hrudníku ve formátu 8, 3, 2 a 1 bit na pixel (v pořadí A, B, C a D). [1]**

Formát digitálního radiologického obrazu je vybrán tak, aby byla zachována klinická informace získána zobrazovacím zařízením. Počet řádků a sloupců pixelů v obraze je určen prostorovým rozlišením a zorným polem zobrazovacího zařízení, zatímco počet bitů v každém pixelu je určen kontrastním rozlišením zobrazovacího zařízení. [1]

Mezi základní vlastnosti obrazu tedy patří:

- **kontrast** – udává rozdíly v odstínech šedi v daném obraze. Uniformní šedý obraz má menší kontrast, na rozdíl od obrazu s ostrými přechody mezi tmavým a světlým odstínem

šedi, který má kontrast vysoký. Kontrast v rtg obrazu je vyvolán rozdíly v kompozici tkání, která určuje absorpci rtg záření v daném místě (Obrázek 8). [1]

- **prostorové rozlišení** – udává schopnost rozlišit v obraze malé detaily. Jestliže má zobrazovací systém vysoké prostorové rozlišení, mohou být v obraze demonstrovány malé objekty. Pro představu – analogová radiografie má prostorové rozlišení 0,08 mm a digitální radiografie 0,17 mm. [1]



**Obrázek 8: Rtg digitální snímek hrudníku se dvěma různými nastavení oken pro úroveň šedi v obraze, čehož se využívá pro zlepšení kontrastu v daném místě tkáně. [1]**

Výsledný rtg obraz se ukládá v univerzálním formátu DICOM. Soubor DICOM v datové hlavičce obsahuje několik informací – informace o rtg zařízení pořizující data, informace o čase pořízení dat, velikost dat v pixelech, bitová hloubka ve stupních šedi, data o pacientovi, informace o lékaři a počet snímků z vyšetření, za touto datovou hlavičkou poté následují obrazová data. [8] [12]

Všechny obrazy jsou archivovány v systému PACS, který zdravotnickému personálu umožňuje zobrazit výsledné obrazy na jakémkoli pracovním zařízení. PACS je důležitý pro předávání obrazové dokumentace pacientů mezi zdravotnickými zařízeními elektronickou formou a pro konzultaci obrazů s jinými specialisty po celém světě. [8] [12]

Digitálně pořízené snímky mají tu výhodu, že v případě nepodařené expozice, je možné snímek následně upravit pomocí speciálního softwaru. Následné možnosti úpravy zahrnují úpravu jasu a kontrastu, zvětšení části snímku, přidání poznámek a popisků nebo změření vzdáleností. [12]



**Obrázek 9: Ukázka rtg digitálního snímku hrudníku se šumem způsobeným anatomií pacienta. V radiografii hrudníku jsou zdrojem anatomického šumu žebra. [1]**



## **3.2. Planární rtg zobrazení**

Planární rtg vyšetření každého z orgánů má předepsanou projekci zajišťující nejlepší zobrazení – např. projekce předozadní, zadopřední, bočné či šikmé projekce. Podle provedení a zpracování rtg obrazů se planární rtg diagnostika dělí na dvě skupiny – skiografii a skiaskopii. [23]

### **3.2.1. Skiografie**

Skiografie je název pro prosté rtg snímkování. Skiografický přístroj (Obrázek 10) obsahuje vyšetřovací stůl (Bucky stůl), rentgenku a vertigraf. Rentgenka je zde ve většině případů namontována ve vrchní části svislého stojanu nebo na stropním závěsu. Filmová kazeta nebo flat-panel je vložen do dolní části stojanu. Obě části stojanu lze libovolně posouvat podle potřeby a to buď manuálně, nebo motoricky. Vertigraf slouží pro snímkování pacientů ve stoje, nebo v sedící poloze s horizontálním průběhem X-záření. Mezi částmi stojanu je umístěn posuvný vyšetřovací stůl s pacientem. Vzdálenost zdroje záření a detektoru X-záření (SID) je standardizována ve většině případů na 100 cm a 183 cm pro vertikální skiografii hrudníku. [1] [23] [25]

X-záření prošlé vyšetřovanou tkání dopadá na filmovou kazetu. Výsledný rtg obraz zobrazuje negativní zobrazení hustoty tkáně – místa s nízkou hustotou (měkké tkáně) absorbují méně X-záření a proto jsou vysoce zčernané, naopak místa s vysokou hustotou (kosti) mají vyšší absorpci X-záření a ve výsledném obraze jsou zobrazena světle. [23]

Speciální filmy pro rtg snímkování jsou vyráběny v různých velikostech a v průběhu snímkování jsou uloženy ve světlotěsné kazetě. Filmy se z kazet vyjímají v temné komoře, kde následně probíhá i proces vyvolávání ve vyvolávacích automatech. V současné době se ve větší míře používá elektronické snímání a následná digitalizace rtg obrazů (viz kapitola 3.1.3 Zobrazovací detektory X-záření). [23]



**Obrázek 10: Vlevo – digitální radiografický systém Siemens Multi Select DR používaný pro skiografii. Vpravo – ukázka snímků ze skiografického vyšetření. [19]**

### **3.2.2. Skiaskopie**

Jako skiaskopie se označuje přímé vizuální pozorování obrazu, který vznikl vlivem prošlého X-záření. [23]

Od přímé skiaskopie se vzhledem k vysoké radiační zátěži jak vyšetřujícího rentgenologa, tak i pacienta, odstoupilo. Nepřímá skiaskopie je realizována na přístrojích se zesilovačem obrazu a elektronickým detektorem (viz kapitola 3.1.3 Zobrazovací detektory X-záření). [23]

U skiaskopie jsou rentgenka a protilehlý zobrazovací detekční systém namontovány na speciálním stojanu ve tvaru písmene „C“ – C-rameno (Obrázek 11). C-rameno se dá pomocí elektromotorků natáčet do všech úhlů kolem pacienta. [23]

Skiaskopie se používá k vyšetření dynamických dějů nebo při intervenčních výkonech pro vizuální kontrolu a navigaci – např. při digitální subtrakční angiografii, rtg navigaci nebo v radioterapii. [23]



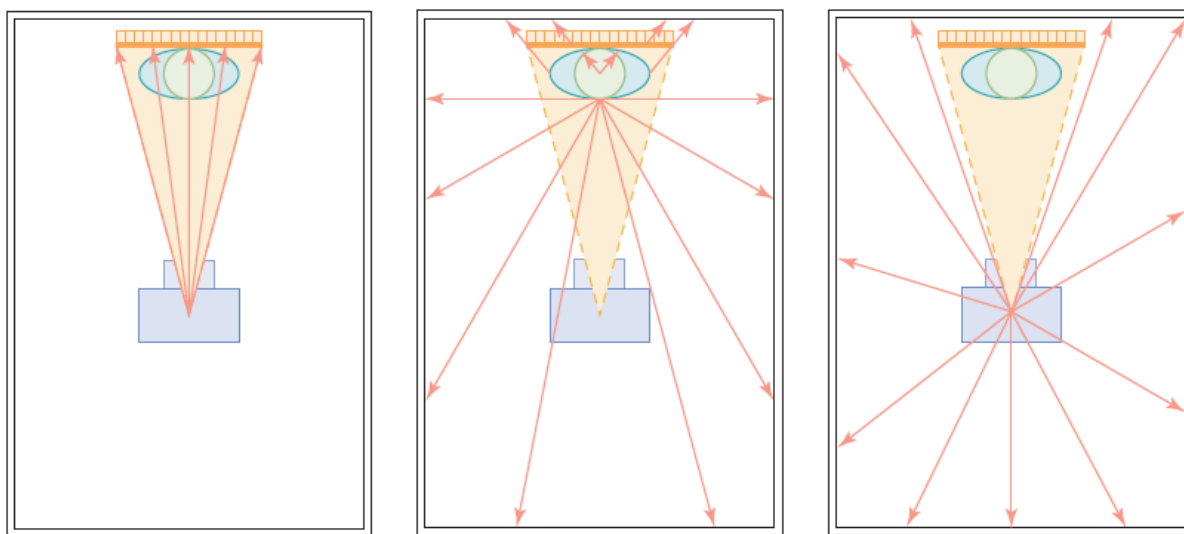
**Obrázek 11: C-rameno Siemens Cios Alpha používané pro skiaskopii. [19]**

## 4. SEKUNDÁRNÍ ZÁŘENÍ

Sekundární záření je elektromagnetické záření, které vzniká v tkáni ozařované primárním svazkem záření. Vzniklé sekundární záření, které se při průchodu tkání odchýlilo od původního směru beze změny nebo s prodloužením vlnové délky se nazývá rozptylové záření. Sekundární záření zahrnuje jak záření Comptonovský rozptýlené, tak i záření unikající ze zdroje záření (Obrázek 12). [1] [21]

Při interakci rentgenového záření s ozařovanou látkou dojde jednak k absorpci záření a jednak k Comptonovu rozptylu fotonů (viz kapitola 2.4 Interakce X-záření). Fotony vzniklé rozptylem samovolně vyletují z tkáně ve všech směrech s nižší energií – část primárního svazku záření změní svůj směr. [1] [23]

Radiační zátěž ze sekundárního záření není vysoká – ve vzdálenosti 1 m od pacienta je přibližně v rozmezí 0,1 % až 0,15 % z hodnoty radiační zátěže zachycené pacientem při běžných rtg diagnostických metodách (viz kapitola 2.5 Sekundární záření vzniklé při interakcích rentgenového záření s látkou). Ve vzdálenosti 1 m od objektu je radiační dávka cca 0,1  $\mu\text{Gy}/1 \text{ mAs}$ , ve 2 m se dávka sníží až na cca 0,005  $\mu\text{Gy}/1 \text{ mAs}$ . I přesto, že radiační dávka je minimální, by se radiologičtí pracovníci při expozici neměli zdržovat ve vyšetřovně, ale ve stíněné ovládací místnosti (výjimku tvoří např. intervenční radiologické výkony). [1] [23]



**Obrázek 12: Tři zdroje radiační zátěže v rtg vyšetřovací místnosti. Vlevo – primární záření vyzařované přímo do vyšetřovaného místa u pacienta, uprostřed – rozptýlené záření vyzařované z pacienta, vpravo – záření unikající pouzdrem rentgenky. [1]**

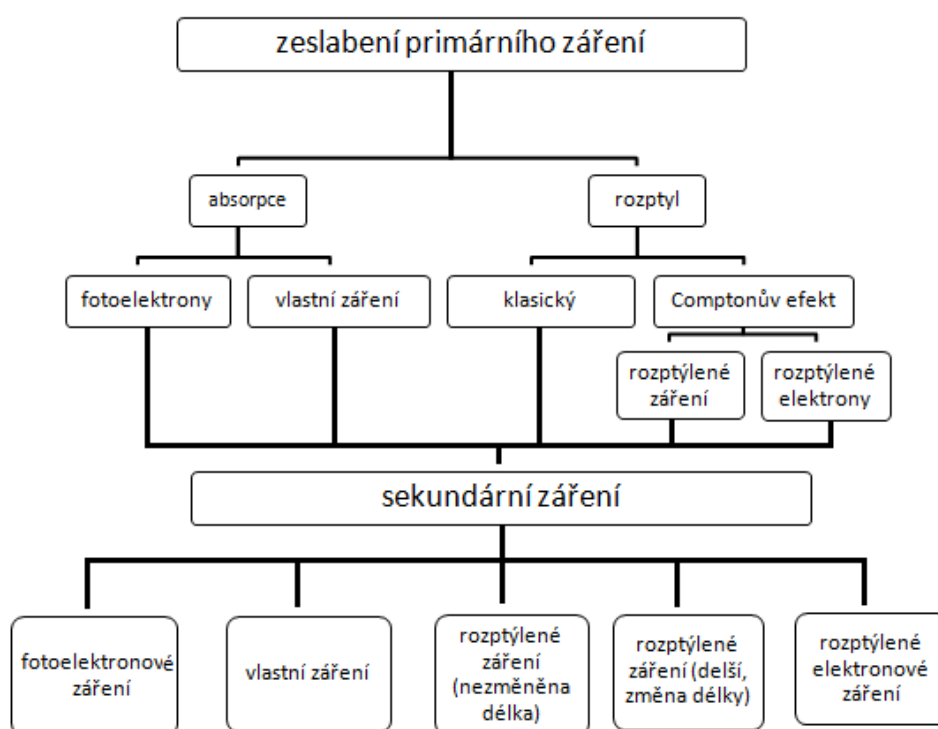
#### 4.1. Vliv sekundárního záření na kvalitu diagnostických informací

X-záření má schopnost proniknout jakoukoli hmotou, která ho ale více či méně zeslabí. Zeslabení X-záření hmotou závisí jak na kvalitě záření, tak i na vlastnostech prozařované hmoty. Při průchodu X-záření hmotou dojde tedy k zeslabení, rozptylu a následně k odchýlení se od primárního svazku záření. Každá část prozařovaného objektu je zdrojem sekundárního záření. Přehled několika faktorů, které se účastní na zeslabení primárního svazku X-záření, je shrnut na obrázku níže – Obrázek 13. [21]

Sekundární záření má nepříznivý vliv jak na pacienta, tak na obsluhující personál a mimo to i na kvalitu zobrazení. [23] [25]

Množství vzniklého sekundárního záření a následnou kvalitu obrazu ovlivňuje primární záření – čím větší je kolimátorem nastavena plocha užitečného svazku, tím méně sekundárního záření v ozařovaném objektu vzniká. [23] [25]

Jestliže je rozptýlené záření zachyceno obrazovým detektorem, má to nežádoucí vliv na výsledný obraz, což může mít za následek znehodnocení výsledného obrazu. Vzniklé rozptýlené záření negativně ovlivňuje kontrast výsledného rtg obrazu, čímž výrazně zhoršuje jeho kvalitu, protože kontrast je podstatný pro rozlišení odstínů šedi na filmu. Čím více vznikne sekundárního záření, tím horší bude mít obraz kontrast. Tento důsledek v oblasti tzv. film-snímkovací techniky je neřešitelný problém, v oblasti digitální radiologie může být snížený kontrast napraven dodatečným zpracováním obrazu. [1] [16] [23] [25]



Obrázek 13: Přehled faktorů uplatňujících se při zeslabování rtg záření. [21]

Velikost rozptýleného záření je závislá na dvou hlavních faktorech:

- 1) **hmotnosti vyšetřovaného objektu** – čím je pacient objemnější, tím více rozptýleného záření vzniká,
- 2) **expozičních hodnotách** – čím vyšší je napětí rentgenky (více kV), tím tvrdší X-záření vzniká a množství rozptýleného záření se zvyšuje. [23] [25]

## 5. SEGMENTAČNÍ TECHNIKY PRO ZPRACOVÁNÍ MEDICÍNSKÝCH OBRAZŮ

Zpracování obrazu je důležitý proces pro ovlivnění vizuální informace za účelem získání dalších důležitých poznatků, které na první pohled nejsou z originálního obrazu zřejmé. [7]

Zpracování obrazu předchází předzpracování obrazu, protože téměř nikdy se nám nepodaří pořídit kvalitní obraz bez šumu a jakéhokoli rušení. V rámci předzpracování se provádí operace jako je úprava jasu a kontrastu, filtrace pro zaostření obrazu a odstranění šumu, nebo operace jako je zmenšení, zvětšení a otočení. [7] [14]

Počítačové algoritmy pro zobrazení anatomických struktur a jejich oblastí zájmu hrají velmi důležitou roli při specifických radiologických úkolech. Jedná se o algoritmy obrazové segmentace. Druhů těchto algoritmů existuje velké množství a vybíráme si je dle naší potřeby zpracování obrazu – diagnóza, lokalizace patologie, studování anatomické struktury nebo plánování léčby. [14]

Segmentace obrazu je definována jako rozdělení obrazu na disjunktní oblasti, které jsou homogenní s ohledem na obrazové příznaky jako například intenzita nebo struktura. [14]

Segmentační metody nejčastěji používané v biomedicině jsou uvedeny v podkapitolách 5.1 - 5.4.

### 5.1. Detekce hran (edge-based metoda)

Detektory hran jsou jednou z nejdůležitějších oblastí zpracování obrazu. Hranami se rozumí body obrazu, ve kterých se hodnota jasu prudce mění. Ideální model hrany je skokový, tedy funkce *step*. V reálných obrazech je však změna jasu pozvolná čili *ramp* funkce. [22]

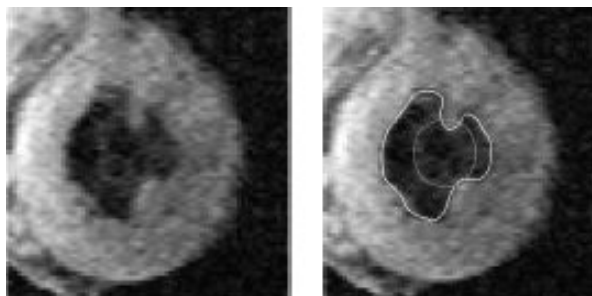


Obrázek 14: Typy hran v obraze – vlevo step, vpravo ramp. [22]

Existuje několik druhů detektorů hran:

- a) **Hranové detektory** – využívají první nebo druhé derivace. V případě použití první derivace kalkulujeme horizontální a vertikální gradient. Na základě těchto gradientů je vypočítán výsledný hranový gradient. Metoda druhé derivace využívá detekce průchodu nulou a detekuje hranu tehdy, když prostorová změna v polaritě druhé derivace je příliš velká. Jako operátor pro výpočet druhé derivace se používá Laplacián, jehož nevýhodou je však občasná dvojitá odezva na některé hrany v obraze nebo příliš velké vyhlazení obrazu a ztráta ostrých rohů. [20] [22]
- b) **Houghovy transformace** – slouží pro segmentaci linií v obraze. Tato segmentace má velkou výhodu ve své robustnosti vůči šumu. Jedná se o transformaci z Kartézského souřadnicového systému do polárního. [22]

- c) **Aktivní kontury** – je metoda, která dokáže postupně tvarovat konturu až k hraně hledaného objektu v obraze. Deformace aktivní kontury je řízena vlivem tzv. vnitřních sil (hladkost průběhu), obrazových sil (tvarování kontury směrem k hraně objektu) a vnějších sil (výsledek počátečního umístění kontury). [22]



Obrázek 15: Extrakce vnitřní stěny levé srdeční komory na snímku z magnetické rezonance. Vlevo – původní snímek, vpravo – snímek se zobrazenou aktivní konturou. [14]

- d) **Level-set segmentace** – zde je křivka reprezentována tzv. nulovou hladinou, tedy řezem v rovině  $xy$  pomocí vícedimenzionální funkce (*level-set funkce*), která každému bodu roviny  $xy$  přiřadí výšku nad nulovou hladinou. Rozdíl oproti klasickým aktivním konturám je ten, že tvar křivky se zde nemění přímo, ale prostřednictvím level-set funkce. [20] [22]



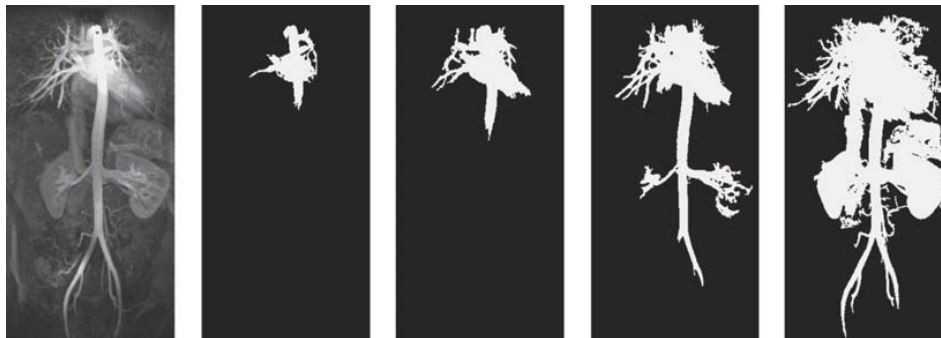
Obrázek 16: Segmentace CT snímku srdce použitím level-set metody. [3]

## 5.2. Region-based metoda

Region-based metoda je schopná namísto hran v obraze detekovat celé oblasti. Tato technika se využívá pro obrazy s velkým množstvím šumu, ve kterých se obtížně detekují hrany. Hlavním kritériem pro detekci oblasti v obraze je homogenita dané oblasti dána úrovní šedi, barvou, texturou nebo tvarem. [20] [22]

Řadí se sem dvě základní techniky:

- a) **Region growing** – je metoda šíření oblasti, což znamená, že sousední pixely s podobnou amplitudou jsou seskupovány k sobě a vytváří tak segmentovanou oblast. Region growing segmentace je většinou používána ve spojitosti s dalšími operacemi zpracování obrazu. V medicíně se používá zejména pro zobrazení lézí a tumorů. [14] [22]



Obrázek 17: Vlevo – původní snímek aorty s počátečním bodem. Následující čtyři snímky znázorňují metodu region growing od daného počátečního bodu (jsou připojovány pixely s hodnotami různými o 50, 100, 150 a 200. [3]

- b) **Split and merge** – je metoda dělení a spojování oblastí, která je založena na quad-tree prezentaci dat. V případě, že měřené atributy jsou nehomogenní je podobraz rozdělen na čtyři kvadranty. Naopak v případě, kdy jsou některé sousední čtverce homogenní, jsou spojeny v jednu oblast. Jako měřená veličina se nejčastěji používá rozdíl mezi maximálním a minimálním pixelem v oblasti (rozptyl). [22]

### 5.3. Statistické metody

Mezi statistické metody se řadí následující techniky:

- a) **Prahování** – neboli tzv. thresholding převede obraz do binární prezentace podle distribuce úrovní šedi na objekt a pozadí. Histogram obrazu obsahuje informaci o počtu pixelů v obraze s konkrétní úrovní šedi. Po analýze takového histogramu je určen tzv. práh  $T$  (threshold), pomocí kterého je pak obraz rozdělen na podoblasti. Segmentace je poté dosaženo seskupením všech pixelů s intenzitou větší než hodnota thresholdu do jedné třídy a všechny ostatní pixely do další třídy. [22]

$$g(x) = \begin{cases} 1, & f(x) \geq T \\ 0, & \text{jinak} \end{cases} \quad (7)$$

Největší překážkou této metody je zvolení hodnoty prahu, který bude optimální pro prezentaci daných obrazových dat. Jednotlivé techniky prahování lze řadit do dvou skupin – globální

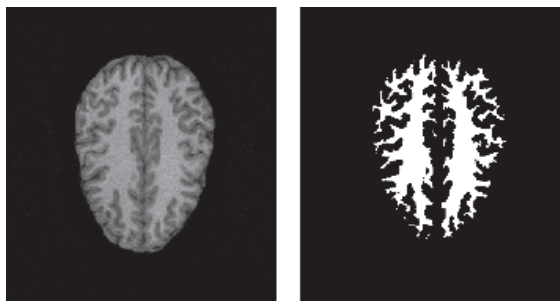


prahování (nejrozšířenější segmentační metody) a lokální prahování (metody schopné kompenzovat některé nedostatky u globálních metod). [26]

Jednou z nejpoužívanějších globálních technik prahování je Otsu metoda. V případě, že histogram obsahuje dva samostatné peaky, tak jeden z nich reprezentuje popředí a druhý pozadí. Globální minimum mezi těmito peaky můžeme zvolit právě jako práh  $T$ . Dalšími technikami pro globální prahování je metoda isodata, Bayesian prahování nebo Niblack prahování. [26]

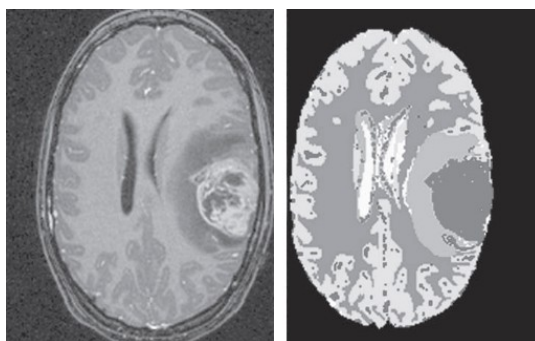
Určení více než jednoho thresholdu je proces nazývaný multiprahování (*multithresholding*). Výsledkem základního prahování je binární obraz, což znamená, že obraz obsahuje pouze dva typy pixelů – 1 značí objekt a 0 značí pozadí. [14] [22]

Požadované segmentace je často dosaženo interaktivně, ačkoliv existují i automatické metody pro určení jednotlivých podoblastí. Metoda prahování se často používá jako počáteční krok v sekvenci operací zpracování obrazu. Často se používá v mamografii pro odlišení zdravé a nádorové tkáně. [14]



Obrázek 18: Metoda prahování aplikovaná na snímku z magnetické rezonance. Vlevo – původní snímek mozku, vpravo – výsledná segmentace bílé hmoty mozkové (práh 128). [4]

- b) **Adaptivní prahování** – se od základního prahování liší, tím že hodnotu prahu lze přizpůsobit určité části obrazu. Obraz je nejdříve rozdělen na několik částí, pro každou část je nalezena zvláštní hodnota prahu a poté je provedeno prahování pro každou část s jejím konkrétním prahem. [22]



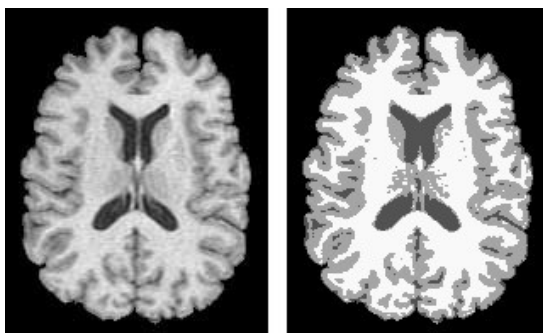
Obrázek 19: Metoda adaptivní prahování. Vlevo – původní snímek mozku z magnetické rezonance, vpravo – automatická segmentace snímku do pěti tříd, včetně tumoru. [3]

- c) **Clustering** – neboli shluková analýza je metoda shlukování pixelů s podobnými vlastnostmi. Každý pixel v obraze je prezentován vektorem, který obsahuje výsledky z jednotlivých měření

pro daný pixel. Za měření zde mohou být považovány barevné komponenty pixelů, střední hodnota nebo rozptyl okolí pixelu. Segmentace plní úlohu výpočtu počtu shluků a přiřazení jednotlivých vektorů do nejbližšího shluku. [14] [22]

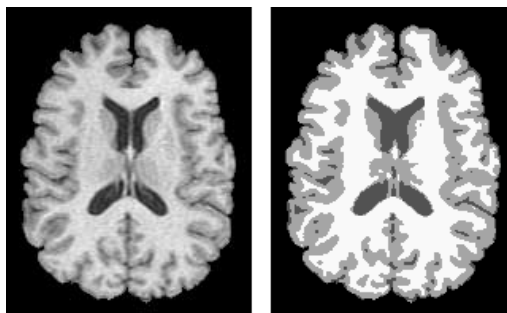
Metod shlukování existuje mnoho, mezi nejčastější patří  $k$ -means algoritmus, který shlukuje data dle výpočtu střední hodnoty každé třídy a obraz segmentuje na základě třídění pixelů do shluku s nejbližší střední hodnotou. Jinou používanou metodou shlukování je fuzzy  $c$ -means algoritmus, který pro každý pixel vypočítá, s jakou pravděpodobností náleží do daného shluku. Dalšími metodami mohou být EM algoritmus, nebo metoda ISODATA. [14] [22]

Výhodou clustering metody je, že nevyžaduje žádné trénování dat, pouze počáteční parametry. [14] [22]



Obrázek 20: Segmentační metoda používající  $K$ -means algoritmus aplikovaná na snímek mozku. Vlevo – původní snímek z magnetické rezonance, vpravo – segmentovaný snímek. [14]

- d) **Kohonenovy mapy** – jsou neuronové sítě využívající soutěžní strategie učení. Výstupní neurony sítě zde spolu soutěží o to, který z nich bude aktivní, takže v jednom časovém okamžiku je tedy aktivní pouze jeden neuron. Každý neuron výstupní vrstvy je v kohonenově mapě propojen vazbou se všemi vstupními neurony. Vstupním neuronem může být jas pixelu nebo jiné příznaky extrahované z obrazu. Každá vazba mezi vstupní a výstupní vrstvou má svou váhu  $w$ . Soutěžení výstupních neuronů pak spočívá ve výpočtu vzdálenosti vektoru vah každého neuronu od vstupního neuronu. Soutěž vyhrává neuron s nejnižším výstupem a jeho index  $c$  – vzdálenost obou vektorů, lze spočítat jako Eukleidovskou vzdálenost. Postupně probíhá proces učení, kdy se prochází celá tréninková množina a po vyhodnocení vítězného neuronu jsou pak upravovány váhy tohoto neuronu i neuronů v jeho okolí. Úspěšnost této metody závisí na počtu shluků ve vstupu a na zvoleném počtu shluků. [22]
- e) **Markov Random Fields (MRF)** – neboli Markovská náhodná pole je statistický model využívající se právě v segmentaci obrazu. MRF metoda modeluje prostorové vazby mezi sousedními a blízkými pixely v obraze. Nevýhodou této metody je obtížná volba řídicích parametrů, které následně ovlivňují vazby mezi pixely obrazu. V případě, že budou tyto parametry zvoleny nevhodně, může dojít k nadměrně hladkým hranicím mezi segmenty a tím pádem ke ztrátě důležitých detailů. Další nevýhodou této metody je velká výpočetní náročnost. I přes uvedené nevýhody jsou MRF modely velmi rozšířené a používají se pro modelování struktury segmentů obrazu nebo pro modelování nehomogenitu v obraze. [14] [22]



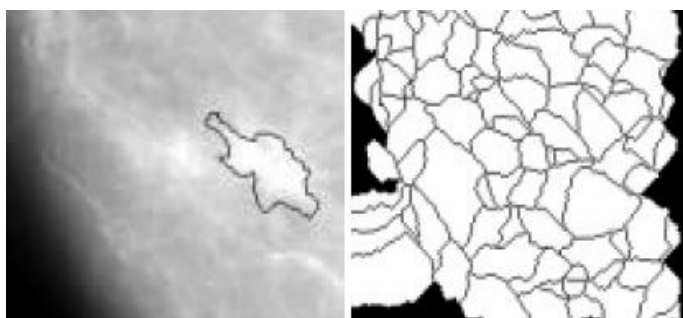
Obrázek 21: Segmentační metoda používající MRF algoritmus aplikovaná na snímek mozku. Vlevo – původní snímek z magnetické rezonance, vpravo – snímek segmentovaný algoritmem  $K$ -means spolu s MRF. [14]

## 5.4. Hybridní metody

Do kategorie hybridní metody se řadí segmentační algoritmy, které nelze klasifikovat ani do jedné z předcházejících skupin. Tyto segmentační algoritmy využívají některé prvky z předchozích typů algoritmů. [22]

Do této kategorie náleží následující metody:

- a) **Watershed transform** – neboli segmentace rozvodím lze zařadit mezi region-based segmentační metody. Povodí jsou z lokálních minim obrazu postupně zaplavována vodou. V těch oblastech obrazu, kde by se voda ze dvou různých povodí mohla slít, jsou vytvořeny hráze. Proces postupného zaplavování je zastaven v okamžiku, kdy dosáhne nejvyššího bodu v terénu – maxima obrazu. Výsledný obraz je rozdělený do oblastí – jednotlivých povodí s oddělenými hrázemi. Všechny pixely obrazu řadící se do jednoho povodí jsou označeny stejným indexem, speciální index náleží pixelům tvořící hráze. Tato metoda se často využívá v oblasti medicínských aplikací zejména pro segmentaci mozku. Jedná se o efektivní metodu s jednou nevýhodou – v případě, že je obraz příliš zašuměný, produkuje tato transformace velký počet regionů, které je nutno dále zpracovávat. [22]



Obrázek 22: Digitální snímek z mamografu. Vlevo – vyznačení maligního tumoru pro biopsii, vpravo – výsledek watershed algoritmu. [14]

- b) **Neuronové sítě** – je metoda segmentace založena na „učení příklady“. Umělou neuronovou síť lze trénovat dvěma způsoby – učení bez učitele (dle charakteristických vlastností jsou vstupní data klasifikována do tříd) nebo trénování s učitelem (vstupem trénování jsou nejen příznaky vektorů, ale i jejich funkce s přiřazením určitého segmentu v obraze). Kombinací těchto dvou přístupů vznikla metoda GRBF neuronové sítě (Generalized Radial Basis Functions), která je používána pro segmentaci šedé a bílé kůry mozkové v obrazech magnetické rezonance. [22]

## **PRAKTICKÁ ČÁST**

## **6. DESIGN EXPERIMENTU A VÝSLEDKY MĚŘENÍ**

Vliv sekundárního rtg záření na paměťovou fólii a měření efektivní dávky vyprodukovaného sekundárního záření bylo provedeno ve Fakultní nemocnici Ostrava (FNO) na radiodiagnostickém ústavu za odborného dohledu radiologického asistenta pana Ing. Mgr. Karola Korhelíka, Ph.D.

### **6.1. Použité pomůcky**

Pro realizaci experimentu bylo potřeba několik pomůcek – antropomorfní fantom, dozimetr, fixní rtg přístroj, mobilní rtg přístroj, CR kazeta s paměťovou fólií a olovo. Většina z pomůcek mi byla propůjčena na radiologickém oddělení.

#### **6.1.1. Rentgenový fantom**

Rentgenový fantom je speciální pomůcka, která se používá pro experimentální testování, pro měření fyzikálních parametrů nebo pro kalibraci přístrojů u radiologických zobrazovacích metod. [23]

Figurína sloužící k radiologickému vyšetření je uměle zhotovený model v životní velikosti splňující anatomické rysy. Tento fantom se skládá z plně ohebné kostry s klouby (kloubní spojení však neobsahuje žádné kovové součástky) a dále z napodobenin lidských orgánů – jako jsou hrtan, srdce, plíce nebo ledviny. Nejlepší využití fantomu je poloha vleže. [6] [23]



**Obrázek 23: Rentgenový fantom použitý pro realizaci experimentu.**

### 6.1.2. Dozimetr

Radiační expozice musí být u radiačních pracovníků monitorována pomocí osobního dozimetru za účelem jejich bezpečnosti. Pro vyhodnocení efektivní dávky je potřeba měření v období několika minut až měsíců. [1]

Radiační pracovník má možnost si na svém osobním dozimetru DMC 3000 nastavit prahovou hodnotu dávky, při jejímž překročení se spustí alarm (vibrační, akustický, barevné LED). Dozimetr má podsvícený LCD displej a možnost uložení historie dat do energeticky nezávislé paměti. [17]



**Obrázek 24:** Dozimetr DMC 3000 použitý pro měření efektivní dávky při realizaci experimentu.

### 6.1.3. Rtg přístroj

Pro experiment byl používán fluoroskopický rtg systém Siemens AXIOM Iconos R200 (Obrázek 25). Zobrazovací systém daného rtg přístroje je složen ze zdroje záření, který je umístěn nad vyšetřovacím stolem a z detekční jednotky umístěné pod pacientem. Princip, podle kterého rtg přístroj pracuje, je již uveden v kapitole 3.2.1 Skiografie. Tento přístroj disponuje intuitivním ovládáním přímo na vyšetřovacím stole (posun stolu, výška zdroje záření), parametry expozice je však možné regulovat pouze z ovladovny. Dále tento přístroj disponuje možností dálkového ovládání pro uložení dat a prohlížení uložených obrazů. Přístroj je vhodný pro použití jak v nemocniční, tak soukromé lékařské praxi. [18]



**Obrázek 25: Rtg přístroj Siemens AXIOM Iconos R200 ve Fakultní nemocnici Ostrava použitý pro realizaci experimentu.**

#### **6.1.4. Mobilní rtg**

Pro měření byl použit digitální mobilní rtg přístroj Siemens Mobilett Mira (Obrázek 26), který jednoduchým způsobem poskytne obraz ve vysoké kvalitě během pár sekund. Mobilní skiografie je používána v situacích, kdy pacient nemůže být transportován k fixnímu rtg přístroji, dále je používán na operačních sálech nebo na jednotce intenzivní péče. Pro skiografii na patientském lůžku se jako ochrana používá především dokonalé zachování vzdálenosti od zdroje záření a dodržení zamíření primárního svazku záření přímo do ozařovaného objektu. [1] [13]





**Obrázek 26: Mobilní rtg přístroj Siemens Mobilett Mira ve Fakultní nemocnici Ostrava použitý pro realizaci experimentu.**

### **6.1.5. CR kazeta**

Pro experiment byla použita CR kazeta s paměťovou fólií (skiagrafická kazeta), která pracuje na principu nepřímé digitální radiografie. Výsledkem je digitální rtg obraz (viz kapitola 3.1.3 Zobrazovací detektory X-záření). [23]

### **6.1.6. Olovo**

Pro experiment byl používán kus tenkého olověného plechu o tloušťce 1 mm a rozměru 55 mm x 45 mm. Plech má příměs olova 99,97 %.

## **6.2. Realizace experimentu**

Měření bylo provedeno jak na fixním rtg přístroji, tak na mobilním rtg přístroji za stejných podmínek měření. Cílem měření bylo získat digitální obraz znázorňující sekundární záření vytvořeného pacientem a určení přínosu dávky z tohoto rozptýleného záření.

Jedná se pouze o experimentální měření, tudíž byl pro realizaci používán pouze fantom a ne reálné osoby. Z tohoto důvodu byla hmotnost ozařovaného objektu konstantní pro každé měření a nemohlo být porovnáváno množství sekundárního záření u osob s odlišnou hmotností.

### **6.2.1. Realizace měření na fixním rtg přístroji**

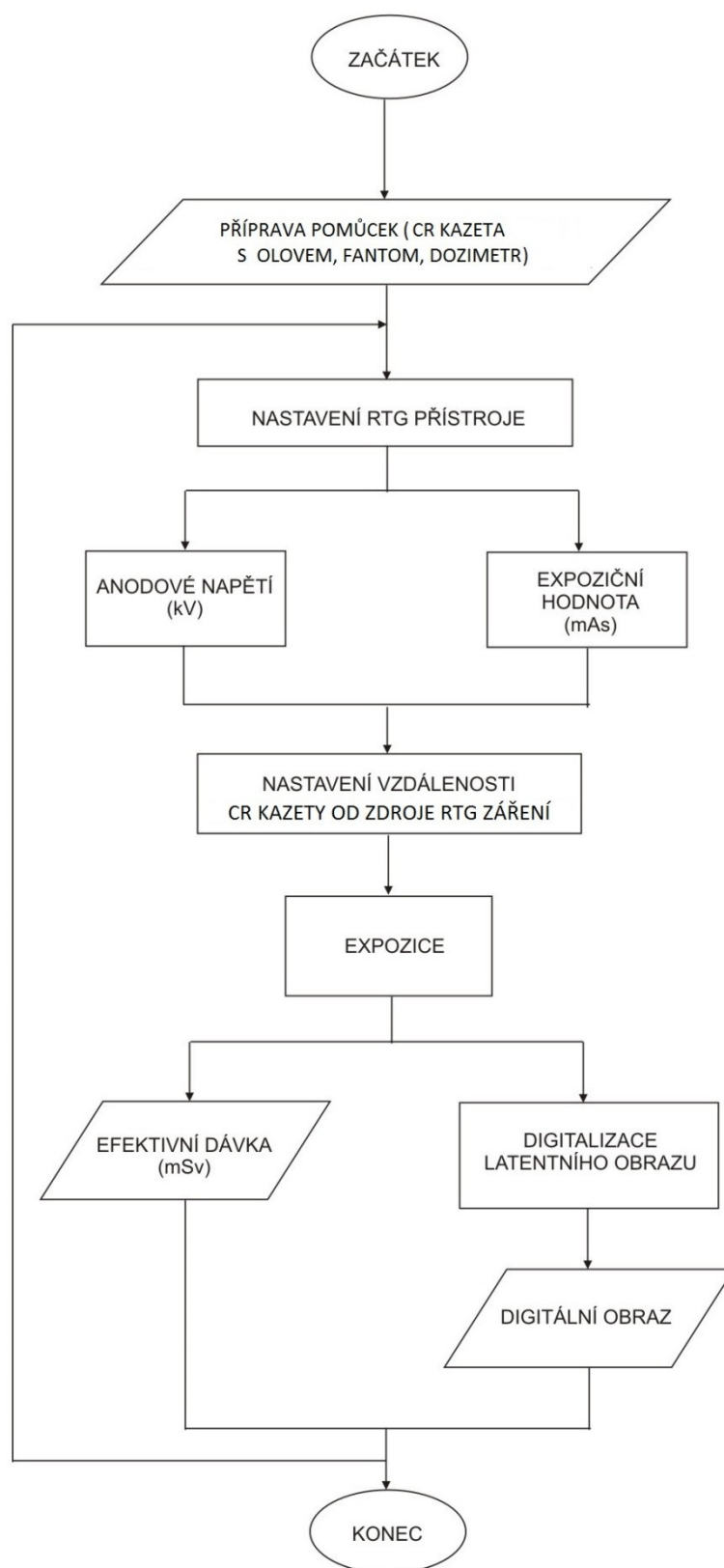
Prvním krokem experimentu bylo měření na fixním rtg přístroji Siemens AXIOM Iconos R200 (viz kapitola 6.1.3 Rtg přístroj). Tuto radiační měřicí metodu lze považovat za rozptylové měření, kde se zdroj záření a detektor nachází ve stejném „poloprostoru“ vzhledem k fantomu (viz kapitola 2.7 Radiační měřicí metody).

Antropomorfní fantom umístěný na vyšetřovacím stole je nastaven ve stejné výšce 116 cm jako stojan s CR kazetou. Vzdálenost rentgenky od fantomu byla nastavena na vzdálenost 80 cm. Fantom je vycentrován na oblast hrudníku podle centrálního paprsku primárního svazku záření. Sekundární clona využívána pro eliminaci sekundárního záření, umístěna ve vyšetřovacím stole mezi pacientem a kazetou, nemá žádný vliv na výsledky měření. CR kazeta je tedy umístěna kolmo k ozařovanému objektu tak, aby co nejlépe zachytila sekundární záření šířící se do všech směrů z ozařovaného fantomu (viz Obrázek 28).

Uprostřed CR kazety je připevněn kus olova (viz Obrázek 29) pro pohlcení vzniklého sekundárního záření. Ve výsledném obraze tak vznikne kontrast mezi částí znehodnocenou sekundárním zářením a částí, kde je sekundární záření pohlceno kusem olova.

Dozimetr pro měření efektivní dávky byl před každým měřením resetován a umístěn kolmo vedle CR kazety s olovem. Vzdálenost kazety od fantomu byla měřena s ohledem na centrální osu primárního paprsku. Postupně se jednalo o vzdálenosti – 1 m, 1,5 m a 2 m. Na rtg přístroji byly nastaveny střední expoziční hodnoty používané pro vyšetření plic – 77 kV a 11 mAs, při reálném exponování se však při nastavování expozičních hodnot bere ohled na hmotnost pacienta.

Pro urychlení měření v provozu na radiologickém oddělení bylo použito 10 CR kazet s paměťovou fólií stejného typu. Celý postup měření je shrnut ve vývojovém diagramu (Obrázek 27).



Obrázek 27: Vývojový diagram měření sekundárního záření.



**Obrázek 28: Připravené pracovní pomůcky na radiologickém pracovišti před zahájením měření – fixní rtg přístroj, antropomorfní fantom, CR kazeta s připevněným olovem a dozimetr.**



**Obrázek 29: Detailní ukázka CR kazety s připevněným olověným plechem a umístění dozimetru. Vše umístěno v předem určené vzdálenosti od rtg přístroje.**

### **6.2.2. Realizace měření na mobilním rtg přístroji**

Druhým krokem experimentu bylo měření na mobilním rtg přístroji Siemens Mobilett Mira (viz kapitola 6.1.4 Mobilní rtg). Pomocí tohoto přístroje byl zopakován celý postup popsáný v kapitole 6.2.1 Realizace měření na fixním rtg přístroji.

Pro tento experiment byly nastaveny stejné expoziční hodnoty, jako pro měření na fixním rtg přístroji, tedy – 77 kV a 11 mAs. Byly také dodrženy stejné vzdálenosti CR kazety od zdroje záření – 1 m, 1,5 m a 2 m. Antropomorfní fantom umístěný provizorně na vyšetřovacím stole pro výpočetní tomografii je ve stejné výšce 75 cm jako kazeta. Vzdálenost rentgenky od fantomu byla nastavena na 85 cm.



**Obrázek 30: Připravené pracovní pomůcky na radiologickém pracovišti před zahájením měření – mobilní rtg přístroj, antropomorfní fantom, CR kazeta s připevněným olovem a dozimetr.**

## **6.3. Výsledky měření**

### **6.3.1. Výsledky z měření na fixním rtg přístroji**

Výsledkem experimentu z měření na fixním rtg přístroji je tabulka hodnot (viz Tabulka 3). Ve třech vzdálenostech od zdroje záření byla dozimetrem naměřena efektivní dávka (mSv) a rtg přístrojem byla zjištěna hodnota plošné kermy ( $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ ). Z tabulky je zřejmé, že hodnota plošné kermy se s vzdáleností od zdroje záření nemění, což platí právě pro bodové zdroje záření.

Tabulka 3: Tabulka naměřených hodnot z měření na fixním rtg přístroji.

	Vzdálenost (m)	Expoziční hodnoty		Plošná kerma (cGy·cm <sup>2</sup> )	Efektivní dávka (mSv)
		Anodové napětí (kV)	Expozice (mAs)		
1	1	77	11	22,2	0,0006
2	1	77	11	22,2	0,0006
3	1	77	11	22,2	0,0006
4	1	77	11	22,2	0,0006
5	1	77	11	22,2	0,0006
6	1	77	11	22,2	0,0006
7	1	77	11	22,2	0,0006
8	1	77	11	22,2	0,0006
9	1	77	11	22,2	0,0006
10	1	77	11	22,2	0,0006
11	1,5	77	11	22,3	0,0003
12	1,5	77	11	22,3	0,0003
13	1,5	77	11	22,3	0,0003
14	1,5	77	11	22,3	0,0003
15	1,5	77	11	22,2	0,0003
16	1,5	77	11	22,3	0,0003
17	1,5	77	11	22,3	0,0003
18	1,5	77	11	22,3	0,0003
19	1,5	77	11	22,3	0,0003
20	1,5	77	11	22,3	0,0003
21	2	77	11	22,1	0,0001
22	2	77	11	22,1	0,0001
23	2	77	11	22,2	0,0001
24	2	77	11	22,2	0,0001
25	2	77	11	22,2	0,0001
26	2	77	11	22,2	0,0001
27	2	77	11	22,3	0,0001
28	2	77	11	22,3	0,0001
29	2	77	11	22,2	0,0001
30	2	77	11	22,3	0,0001

### 6.3.2. Výsledky z měření na mobilním rtg přístroji

Výsledkem experimentu z měření na mobilním rtg přístroji je tabulka hodnot (viz Tabulka 4). Ve třech vzdálenostech od zdroje záření byla dozimetrem, stejně jako u fixního rtg přístroje, naměřena efektivní dávka (mSv) a rtg přístrojem byla zjištěna hodnota plošné kermy (cGy·cm<sup>2</sup>).

Tabulka 4: Tabulka naměřených hodnot z měření na mobilním rtg přístroji.

	Vzdálenost (m)	Expoziční hodnoty		Plošná kerma (cGy·cm <sup>2</sup> )	Efektivní dávka (mSv)
		Anodové napětí (kV)	Expozice (mAs)		
1	1	77	11	63,58	0,0010
2	1	77	11	63,63	0,0010
3	1	77	11	63,55	0,0010
4	1	77	11	63,57	0,0010
5	1	77	11	63,60	0,0010
6	1	77	11	63,41	0,0010
7	1	77	11	63,55	0,0010
8	1	77	11	63,59	0,0010
9	1	77	11	63,64	0,0010
10	1	77	11	63,67	0,0010
11	1,5	77	11	63,69	0,0010
12	1,5	77	11	63,71	0,0010
13	1,5	77	11	63,73	0,0008
14	1,5	77	11	63,73	0,0010
15	1,5	77	11	63,72	0,0009
16	1,5	77	11	63,41	0,0009
17	1,5	77	11	63,71	0,0010
18	1,5	77	11	63,73	0,0008
19	1,5	77	11	63,75	0,0009
20	1,5	77	11	63,77	0,0010
21	2	77	11	63,74	0,0005
22	2	77	11	63,82	0,0005
23	2	77	11	63,76	0,0005
24	2	77	11	63,87	0,0005
25	2	77	11	63,84	0,0005
26	2	77	11	63,69	0,0005
27	2	77	11	63,80	0,0005
28	2	77	11	63,85	0,0005
29	2	77	11	63,85	0,0005
30	2	77	11	63,84	0,0005



## **7. VYHODNOCENÍ VLIVU SEKUNDÁRNÍHO ZÁŘENÍ NA EXPOZICI CR KAZET**

Záření mimo ozařovanou oblast vzniká z rozptylu generovaného pacientem, částmi přístroje, zdmi místnosti a únikem skrze stínění přístroje a kolimátor. Toto záření je klinicky významné, protože taková dávka může mít význam na orgány osob vyskytujících se poblíž ozařovaného pole (viz 6.3.1 Výsledky z měření na fixním rtg přístroji). Množství sekundárního záření by se mělo co nejvíce snížit. Lokální stínění orgánů osob vyskytujících se v ozařovací místnosti by mělo redukovat riziko karcinogeneze. [15]

Sekundární záření má také vliv na výsledný rtg obraz, což následně ovlivňuje i další zpracování obrazu.

### **7.1. Zpracování naměřených obrazů se zobrazeným sekundárním zářením**

Provedením experimentu, dle uvedeného postupu v kapitole 6.2 Realizace experimentu, vznikl na paměťové fólii latentní obraz. Kazeta s paměťovou fólií byla vložena do digitizéru a pomocí červeného laseru vznikl elektrický analogový signál, který byl AD převodníkem převeden na digitální obraz (viz 3.1.3 Zobrazovací detektory X-záření).



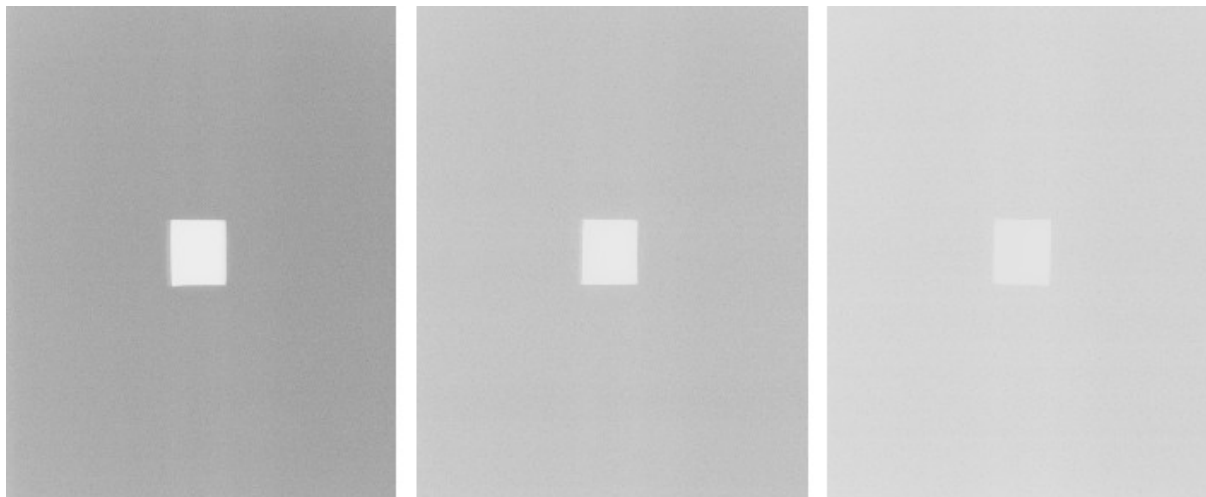
**Obrázek 31: Digitizér s kazetou a počítač se systémem RIS pro digitální zpracování obrazu a odeslání do PACS v ovládací místnosti na radiologickém oddělení ve FNO.**



### **7.1.1. Předzpracování obrazů**

Digitální obraz byl získán ve formátu DICOM. Následně byla v radiologickém informačním systému (RIS) ze snímků eliminována textová pole a měřítka. Obraz byl převeden do formátu png.

Další předzpracování obrazů bylo provedeno v programu MATLAB, kde byla ze snímku extrahována oblast zájmu (RoI) a výsledné snímky (Obrázek 32) tak mají rozměr 1008 x 832 pixelů.



**Obrázek 32:** Výsledné digitální snímky znázorňující sekundární záření ve vzdálenosti – 1 m, 1.5 m a 2 m od zdroje záření.

### **7.1.2. Multilevel Otsu metoda**

Pro segmentaci obrazu byla ze segmentačních metod uvedených v kapitole 5 SEGMENTAČNÍ TECHNIKY PRO ZPRACOVÁNÍ MEDICÍNSKÝCH OBRAZŮ zvolena metoda prahování, konkrétně multilevel Otsu metoda, která generuje tzv. multiregionální segmentační model s cílem diferenciací jednotlivých obrazových regionů do disjunktních segmentačních tříd pro následnou klasifikaci oblasti zájmu. Konkrétně v tomto případě je žádoucí obraz rozdělit na dva samostatné regiony – objekt (olověný plát veprostřed snímku) a pozadí (výsledné sekundární záření). Pro další zpracování je nutné objekt z obrazu odstranit a oblastí zájmu zůstane pouze pozadí, které je v tomto případě prioritou. [10] [11] [24]

Z daného obrazu byl vytvořen histogram. Histogram je závislost četnosti výskytu jednotlivých pixelů v dané úrovni šedi (vertikální osa) na rozložení barevných intenzit, tj. 0 až 255 (horizontální osa). Součtem všech četností v histogramu je získán celkový počet pixelů v daném obraze. Histogram (Obrázek 35) reprezentují dva peaky odpovídající dvěma třídám objektů v obraze lišících se jasem – olověný objekt (světlejší hodnoty) a pozadí (tmavší hodnoty). Histogram snímku je rozdělen na stejně velké oblasti a pro každou z nich je určen vlastní práh. Počet oblastí, na které bude histogram rozdělen, se rovná počtu požadovaných prahovacích úrovní. [5] [10] [11] [24]

Hodnota prahu je zásadní pro segmentaci objektu od pozadí. Všechny obrazové body, které mají hodnotu obrazového bodu vyšší než je hodnota prahu, tak náleží objektu a ve výstupním obraze jim bude přiřazena hodnota 0 (tedy černá). Naopak všechny ostatní pixely, jejichž hodnota je nižší než prahová hodnota, náleží pozadí (RoI) a ve výstupním obraze budou zachovány. [5]

Prahová hodnota pro každou z oblastí histogramu je získána na základě hodnoty mezi-rozptylu, která je počítána pro každý odstín šedi daného snímku. Odstín šedi, který má nejvyšší hodnotu mezi-rozptylu, je poté stanoven jako nejideálnější práh pro následnou segmentaci. [5] [10] [11] [24]

Pro výpočet mezi-rozptylu je nejdříve použito výpočtů váhy pozadí ( $W$ ) a průměrné hodnoty intenzity pozadí ( $\mu$ ), vždy zvlášť pro popředí (index  $f$ ) a pozadí (index  $b$ ) – viz rovnice (8) - (11). Obraz o velikosti  $M \times N$  je reprezentován jednotlivými pixely s různými odstíny šedi  $L$ . Počet pixelů v daném odstínu šedi  $i$  je označován jako  $n_i$ . [5] [10] [11] [24]

$$W_f = \sum_{i=1}^L \frac{n_i}{N} \quad (8)$$

$$W_b = \sum_{i=1}^k \frac{n_i}{N} \quad (9)$$

$$\mu_f = \sum_{i=k+1}^L \frac{n_i \cdot i}{N - N_k} \quad (10)$$

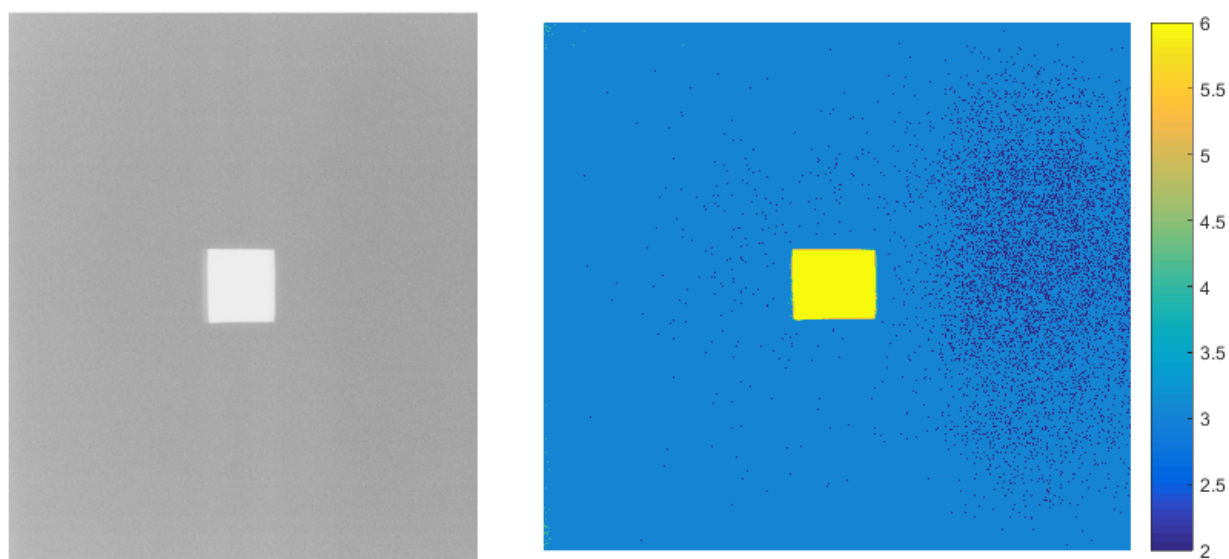
$$\mu_b = \sum_{i=1}^k \frac{n_i \cdot i}{N_k} \quad (11)$$

Konečný výpočet mezi-rozptylu je vypočítán dle rovnice (12):

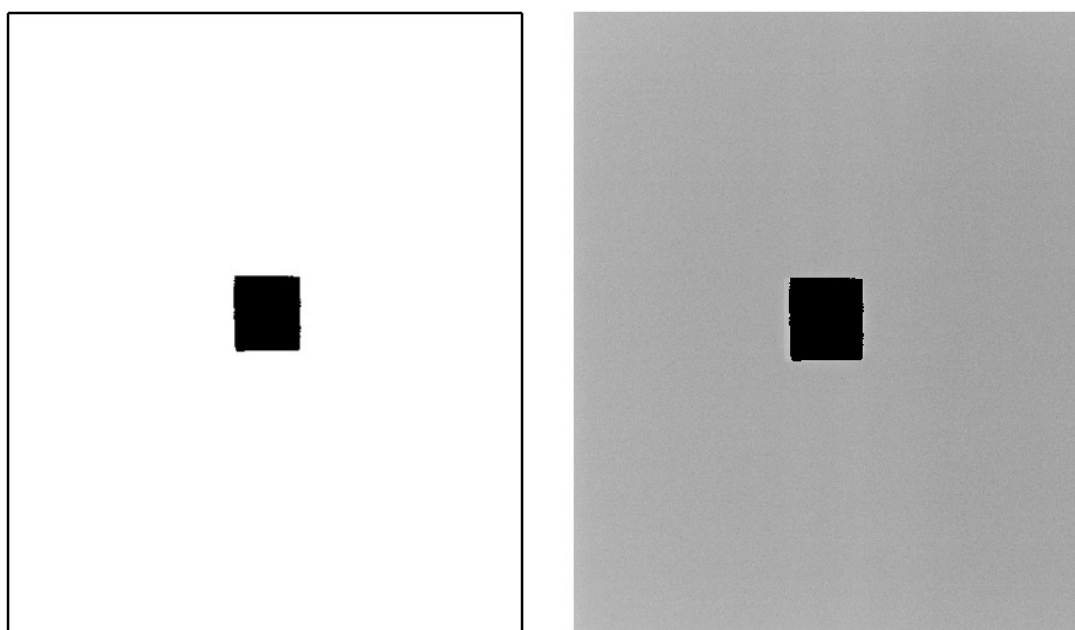
$$\sigma_B^2 = W_b \cdot W_f \cdot (\mu_b - \mu_f)^2 \quad (12)$$

Dle maximální hodnoty mezi-rozptylu je určen odpovídající odstín šedi jako optimální prahovací úroveň. Obraz je dle tohoto prahu segmentován.

Segmentace snímků se znázorněným sekundárním zářením, pomocí multilevel Otsu metody, byla provedena pro 8 segmentačních tříd. Prahovací úrovně  $< 5$  jsou rovny oblasti zájmu (přiřazena hodnota 1), tedy sekundárnímu záření. Naopak prahovací úrovně  $\geq 5$  jsou rovny objektu (přiřazena hodnota 0), tedy olověnému objektu (Obrázek 33). Výsledkem je binární obraz (Obrázek 34) z hodnot 0 a 1, který je následně vynásoben původním obrazem tak, aby pixely požadovaného sekundárního záření zůstaly zachovány.



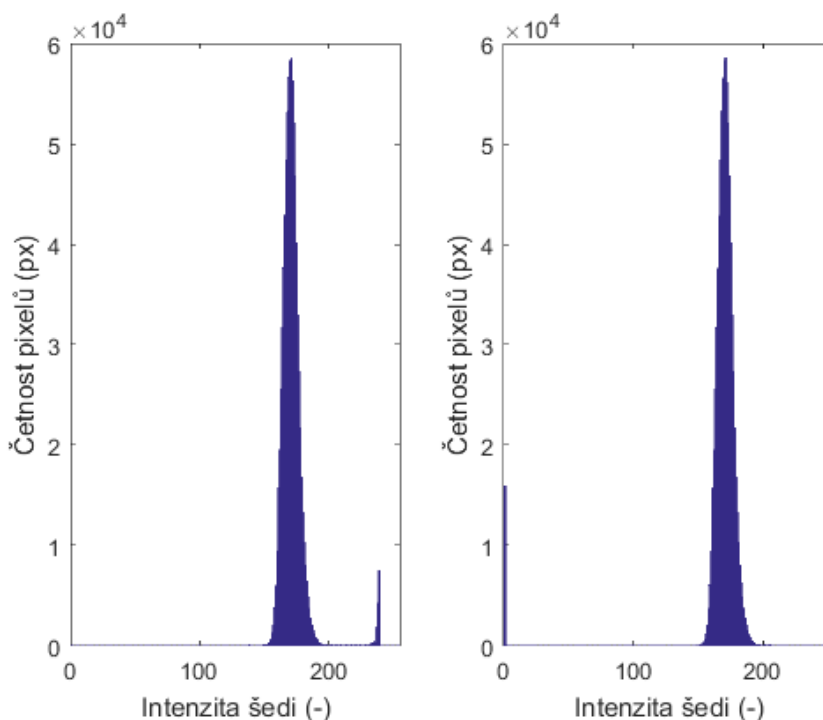
**Obrázek 33:** Vlevo – původní obraz snímáný ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření, který bude následně segmentován. Vpravo – výstup multiregionální segmentace na základě 8 segmentačních tříd generovaný v umělém barevném spektru poskytující unikátní barvu pro každou třídu.



**Obrázek 34:** Vlevo – binární podoba snímku po aplikaci segmentační metody. Vpravo – výsledný segmentovaný snímek.

Na obrázku (Obrázek 35) je srovnání histogramu původního snímku naměřeného ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření (Obrázek 33) a histogramu snímku po segmentaci (Obrázek 34). Nedominantní peak charakterizující pixely olova, který se nachází v prvním histogramu na hodnotě úrovně šedi cca 220, je následně potlačen do hodnoty 0 (černá barva). Dominantní peak charakterizující pixely sekundárního záření je zachován.

Tato metoda segmentace byla aplikována na všechny snímky naměřené na fixním i mobilním rtg přístroji.

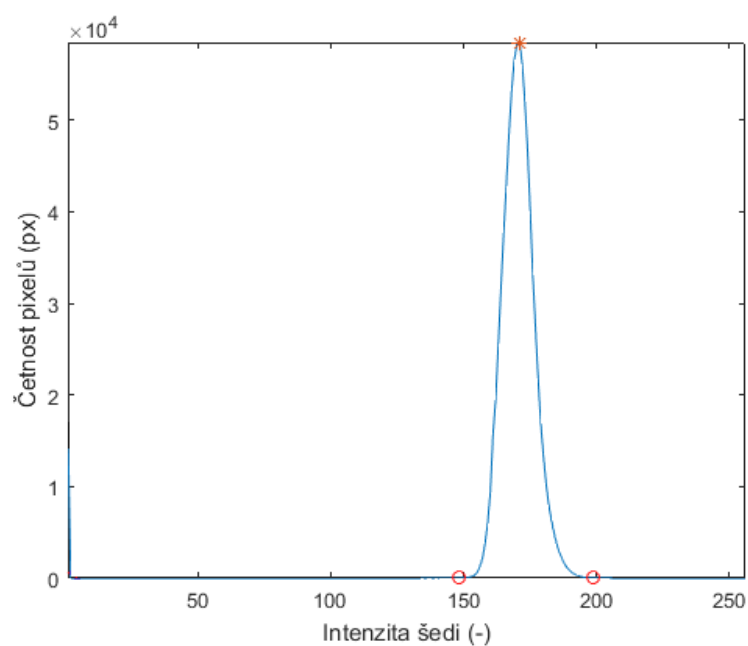


Obrázek 35: Vlevo – histogram původního snímku. Vpravo – histogram snímku po segmentaci.

### 7.1.3. Nalezení pásma intenzit sekundárního záření

Výsledný histogram obrazu po segmentaci (viz kapitola 7.1.2 Multilevel Otsu metoda) byl proložen křivkou. Tato křivka se vyznačuje jedním velkým peakem určující intenzitu šedi, která v segmentovaném obraze zaujímá největší množství pixelů. Dále je křivka charakteristická dvěma dominantními údolími, která charakterizují dolní a horní mez pásma intenzit šedi sekundárního záření zobrazeného na snímku. Pro zjištění těchto tří veličin byl použit detektor peaků a údolí (Obrázek 36). [2]

V dalším kroku bylo vypočteno množství pixelů pod křivkou histogramu. Výsledkem je množství pixelů charakterizující oblast sekundárního záření v obraze.



**Obrázek 36:** Křivka reprezentující četnost pixelů v jednotlivých odstínech šedi. Značky znázorňují dolní a horní mez pásma intenzity šedi a intenzitu šedi s největší četností pixelů.

Všechny 4 zjištěné parametry pro snímky z fixního rtg přístroje i pro snímky z mobilního rtg přístroje byly zapsány do tabulky – Tabulka 5 a Tabulka 6.

Tabulka 5: Tabulka se zjištěnými veličinami z 30 snímků naměřených na fixním rtg přístroji.

	Vzdálenost (m)	Počet pixelů pod křivkou histogramu (px)	Intenzita šedi maximálního peaku (-)	Dolní mez pásma intenzit (-)	Horní mez pásma intenzit (-)
1	1	822742	171	148	199
2	1	821973	167	140	194
3	1	821773	167	136	194
4	1	822727	167	147	195
5	1	822757	171	148	197
6	1	822833	169	137	198
7	1	822475	166	137	192
8	1	822734	170	144	194
9	1	822751	167	144	192
10	1	822549	161	140	188
11	1,5	822908	198	178	214
12	1,5	823355	197	175	217
13	1,5	823341	199	176	218
14	1,5	823219	199	178	218
15	1,5	823224	201	183	219
16	1,5	823206	199	176	220
17	1,5	823196	199	175	219
18	1,5	823143	202	182	219
19	1,5	823169	199	177	218
20	1,5	823197	199	171	217
21	2	823044	216	197	226
22	2	823262	216	195	225
23	2	822453	216	194	226
24	2	823052	215	193	226
25	2	823149	216	200	226
26	2	822359	217	205	226
27	2	823108	215	194	225
28	2	823166	217	198	226
29	2	822362	218	201	226
30	2	822437	215	194	226

Tabulka 6: Tabulka se zjištěnými veličinami z 30 snímků naměřených na mobilním rtg přístroji.

	Vzdálenost (m)	Počet pixelů pod křivkou histogramu (px)	Intenzita šedi maximálního peaku (-)	Dolní mez pásma intenzit (-)	Horní mez pásma intenzit (-)
1	1	823115	82	61	111
2	1	821666	92	71	129
3	1	823462	136	112	187
4	1	822728	103	76	139
5	1	823488	134	111	169
6	1	822695	98	74	136
7	1	822245	95	69	129
8	1	823362	98	75	137
9	1	823399	93	69	123
10	1	823446	91	66	126
11	1,5	820991	135	112	160
12	1,5	823388	135	115	184
13	1,5	823462	136	112	160
14	1,5	822748	135	116	176
15	1,5	822671	193	171	219
16	1,5	823364	157	139	202
17	1,5	823436	139	117	181
18	1,5	822714	144	123	182
19	1,5	823399	136	115	175
20	1,5	822663	193	172	219
21	2	821019	172	154	193
22	2	823331	169	147	203
23	2	823450	174	153	205
24	2	823287	173	152	205
25	2	823423	175	150	206
26	2	822546	173	152	205
27	2	821420	168	147	193
28	2	823049	177	160	207
29	2	822762	169	148	203
30	2	823369	168	150	199

## 8. STATISTICKÁ ANALÝZA ZJIŠTĚNÝCH DAT

Hodnoty dolní a horní meze pásma intenzit šedi, hodnota intenzity šedi s největší četností pixelů a množství pixelů pod křivkou histogramu uvedené v tabulkách (Tabulka 5, Tabulka 6) byly dále statisticky zpracovávány.

Pro statistickou analýzu byl používán zejména software Statgraphics Plus 5.1, dále pak Matlab R2015b a Microsoft Office Excel.

### 8.1. Deskriptivní statistika

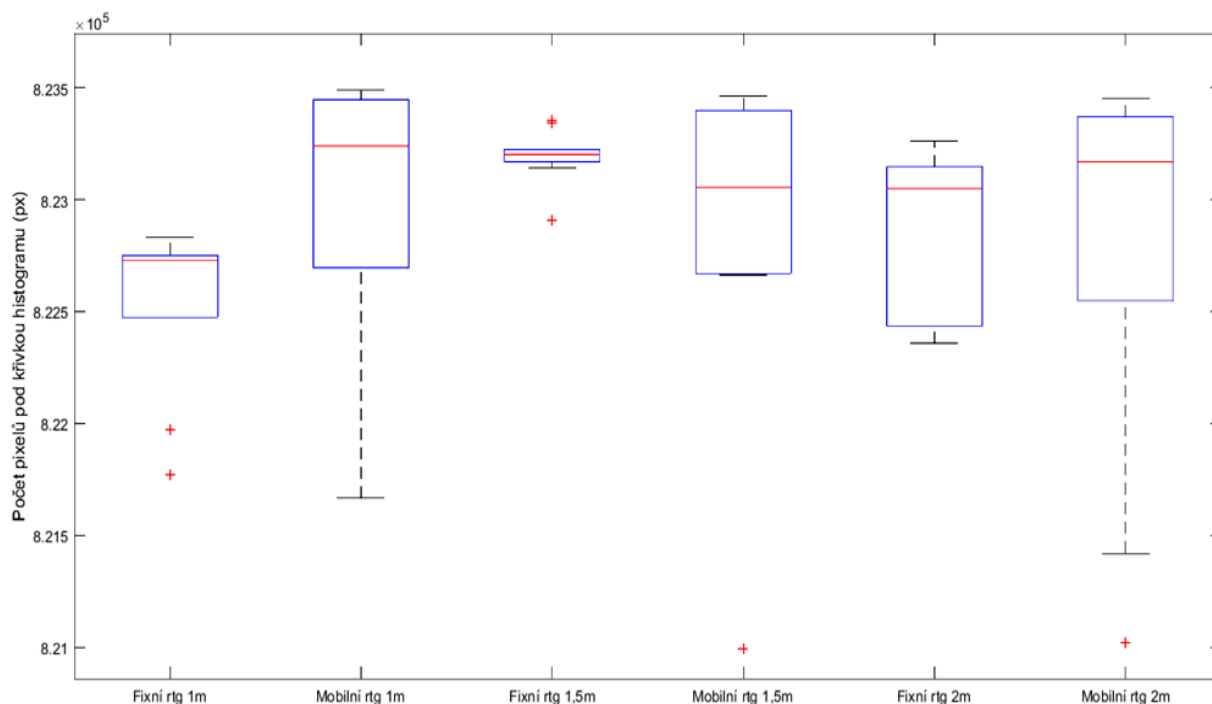
Základní analýza dat byla provedena pomocí deskriptivní statistiky. Pro všechny 4 zjištěné veličiny byly vypočítány ukazatele polohy a ukazatele variability. Výsledné statistické ukazatele pro veličinu množství pixelů pod křivkou histogramu byly zaokrouhleny na dvě platné cifry. U ostatních veličin bylo zaokrouhlováno na dvě desetinná místa.

Během statistické analýzy byly u některých veličin identifikovány odlehlé hodnoty (Obrázek 37, Obrázek 38, Obrázek 39, Obrázek 40). Výsledná data se nepřibližují normálnímu rozdělení a zároveň nebyla zjištěna chyba při realizaci experimentu ani při zpracovávání snímků. Z těchto důvodů byla tato odlehlá pozorování v analyzovaných datech ponechána. Datový soubor obsahuje pouze 10 hodnot pro každou vzdálenost skiagrafické kazety od zdroje záření a vyloučení odlehlých hodnot by velmi ovlivnilo následnou statistickou analýzu.

Tabulka 7: Statistické ukazatele množství pixelů pod křivkou histogramu pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje.

	1 m		1,5 m		2 m	
	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg
Počet měření	10	10	10	10	10	10
Minimum (px)	820000	820000	820000	820000	820000	820000
Dolní kvartil (px)	820000	820000	820000	820000	820000	820000
Průměr (px)	820000	820000	820000	820000	820000	820000
Medián (px)	820000	820000	820000	820000	820000	820000
Horní kvartil (px)	820000	820000	820000	820000	820000	820000
Maximum (px)	820000	820000	820000	820000	820000	820000
Rozptyl (px)	130000	380000	15000	570000	150000	760000
Směrodatná odchylka (px)	365,789	619,591	122,112	753,767	381,553	872,163





Obrázek 37: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů množství pixelů pod křivkou histogramu (Tabulka 7) ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj.

Dle rovnice (13) bylo spočítáno procentuální zastoupení pixelů náležejících zobrazenému sekundárnímu záření. K výpočtu byla použita hodnota mediánu, která je pro všechny vzdálenosti stejná a neliší se ani u hodnot z fixního a mobilního rtg přístroje. Výsledek potvrzuje teoretický předpoklad, že pixely sekundárního záření zaujímají na celém obraze stejný počet pixelů na všech 10-ti obrazech ve všech třech vzdálenostech. Pixely sekundárního záření tedy tvoří cca 98% pixelů celého obrazu. Zbylá 2% jsou pixely olověného objektu.

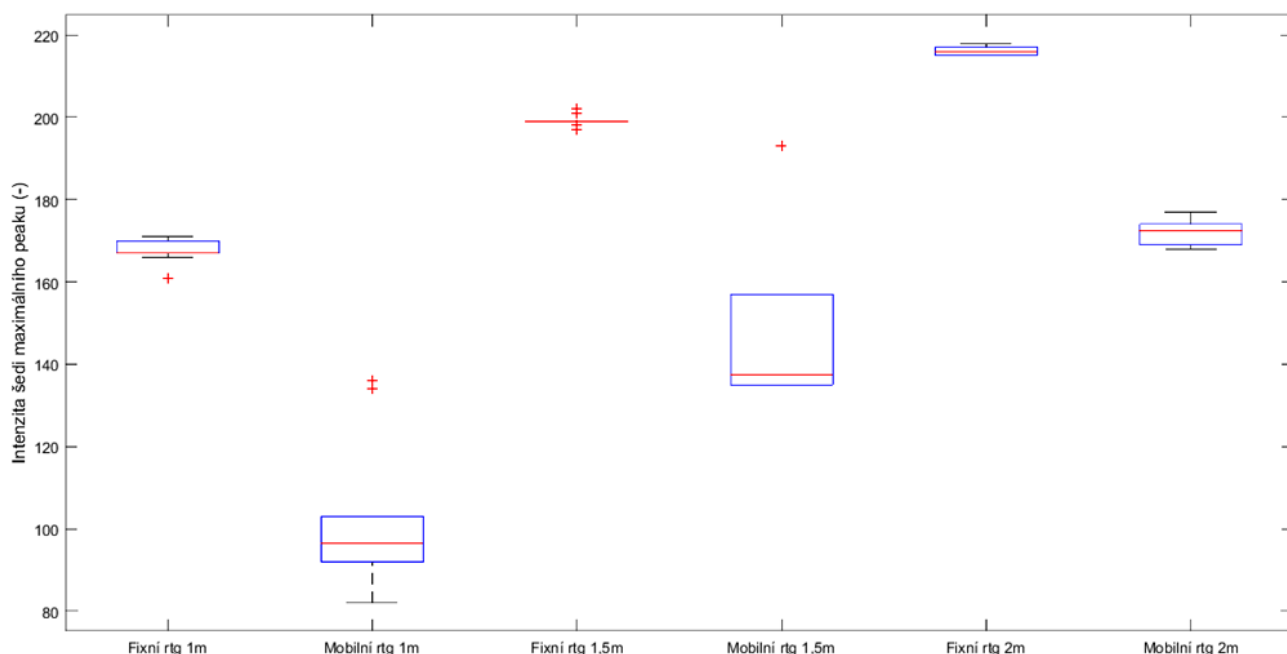
$$X(\%) = \frac{\text{medián} \cdot 100}{\text{celkový počet pixelů}} \quad (13)$$

$$X = \frac{820000 \cdot 100}{838656} = 97,78\%$$

Nejpřesnější měření a následná segmentace obrazu pro zjištění množství pixelů pod křivkou histogramu proběhla pro snímky z fixního rtg přístroje ve vzdálenosti 1,5 m od zdroje záření, kde nastal nejmenší rozptyl hodnot. U ostatních vzdáleností se rozptyly pohybují ve stovkách tisíců.

**Tabulka 8: Statistické ukazatele intenzity šedi maximálního peaku pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje.**

	1 m		1,5 m		2 m	
	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg
Počet měření	10	10	10	10	10	10
Minimum	161	82	197	135	215	168
Dolní kvartil	167	92	199	135	215	169
Průměr	167,00	102,20	199,20	150,30	216,10	171,80
Medián	167,00	96,50	199,00	137,50	216,00	172,50
Horní kvartil	170	103	199	157	217	174
Maximum	171	136	202	193	218	177
Rozptyl	8,71	329,29	1,96	552,23	0,99	9,96
Směrodatná odchylka	2,95	18,15	1,39	23,50	0,99	3,16



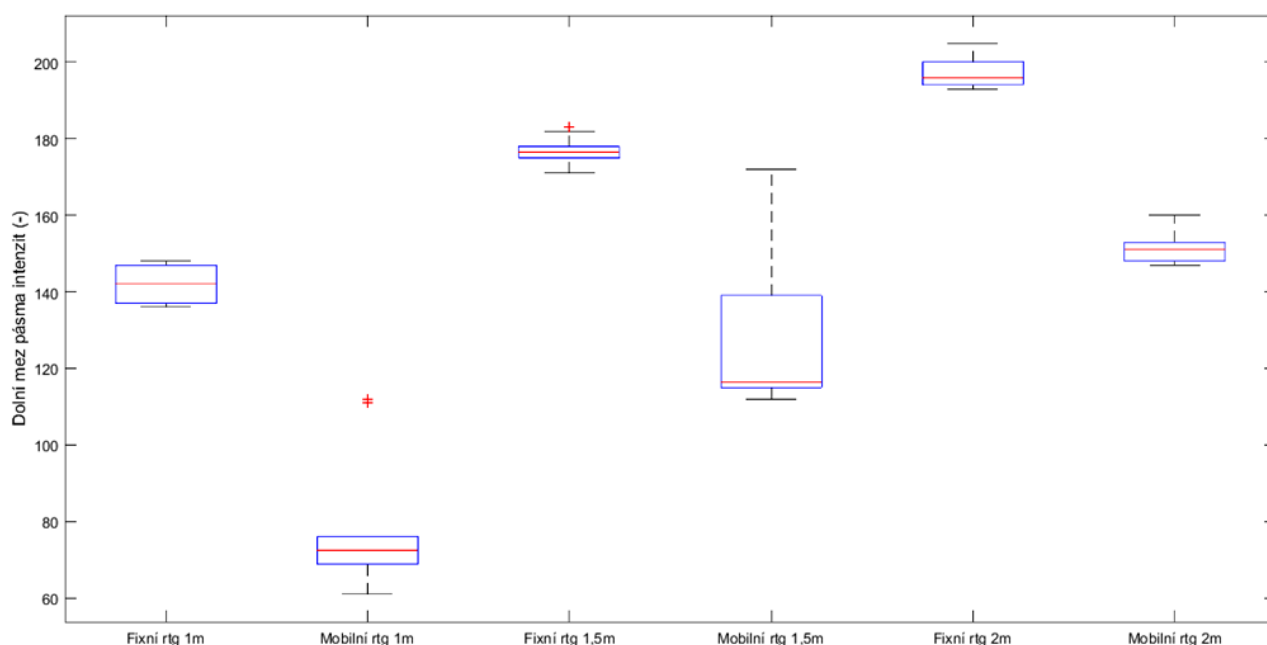
**Obrázek 38: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů intenzity šedi maximálního peaku (Tabulka 8) ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj.**

Z krabicového grafu (Obrázek 38) je patrné, že medián intenzity šedi maximálního peaku s větší vzdáleností CR kazety od zdroje záření narůstá jak u fixního, tak u mobilního rtg přístroje. Z čehož plyne, že čím je kazeta uložena dále od zdroje záření, tím se sekundární záření méně projevuje na výsledném obraze. Tohle zjištění experimentem potvrzuje teoretické předpoklady.

Z tabulky a grafu (Tabulka 8, Obrázek 38) je také zřejmé, že hodnoty vztahující se k fixnímu rtg přístroji jsou výrazně větší (výsledné sekundární záření se projevuje nižší intenzitou šedi) než hodnoty vztahující se k mobilnímu rtg přístroji.

**Tabulka 9: Statistické ukazatele dolní meze pásma intenzit pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje.**

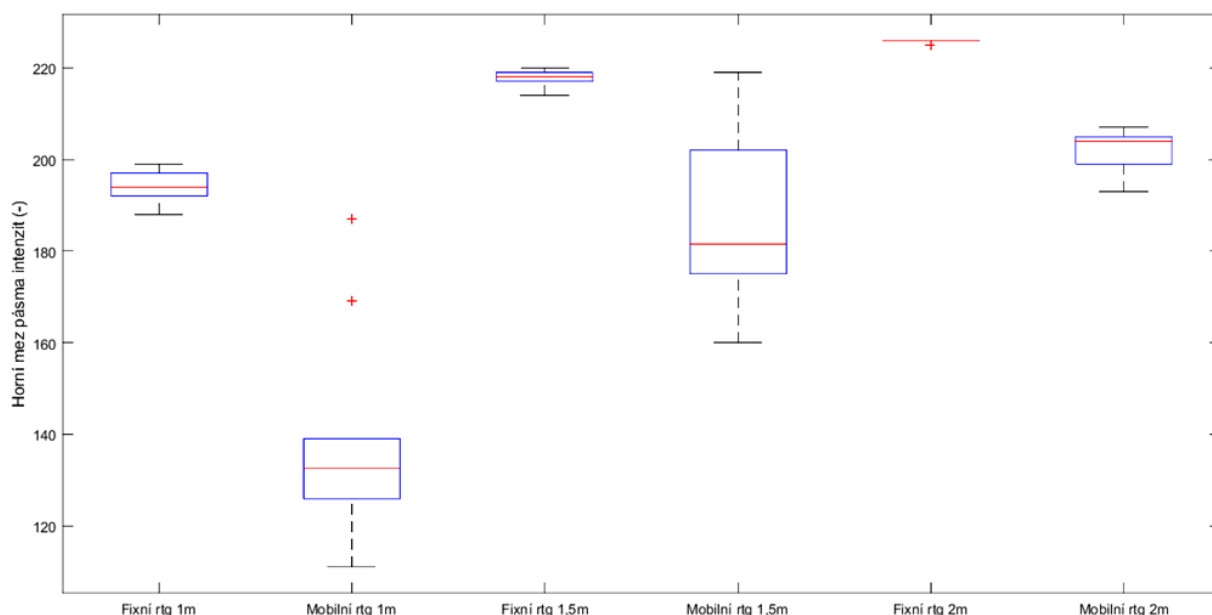
	1 m		1,5 m		2 m	
	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg
<b>Počet měření</b>	10	10	10	10	10	10
<b>Minimum</b>	136	61	171	112	193	147
<b>Dolní kvartil</b>	137	69	175	115	194	148
<b>Průměr</b>	142,10	78,40	177,10	129,20	197,10	151,30
<b>Medián</b>	142,00	72,50	176,50	116,50	196,00	151,00
<b>Horní kvartil</b>	147	76	178	139	200	153
<b>Maximum</b>	148	112	183	172	205	160
<b>Rozptyl</b>	22,10	324,04	12,10	559,07	15,21	15,34
<b>Směrodatná odchylka</b>	4,70	18,00	3,48	23,64	3,90	3,92



**Obrázek 39: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů dolní meze pásma intenzit (Tabulka 9) ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj.**

**Tabulka 10: Statistické ukazatele horní meze pásma intenzit pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje.**

	1 m		1,5 m		2 m	
	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg
Počet měření	10	10	10	10	10	10
Minimum	188	111	214	160	225	193
Dolní kvartil	192	126	217	175	226	199
Průměr	194,30	138,60	217,90	185,80	225,80	201,90
Medián	194,00	132,50	218,00	181,50	226,00	204,00
Horní kvartil	197	139	219	202	226	205
Maximum	199	187	220	219	226	207
Rozptyl	10,46	513,82	2,77	450,18	0,18	26,77
Směrodatná odchylka	3,23	22,67	1,66	21,22	0,42	5,17



**Obrázek 40: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů horní meze pásma intenzit (Tabulka 10) ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj.**

Pomocí mediánů dolní a horní meze pásma intenzit (Tabulka 9, Tabulka 10) bylo pro každou vzdálenost kazety od zdroje záření vymezeno průměrné pásmo intenzit šedi sekundárního záření.

Pásma intenzit šedi sekundárního záření vzniklého na výsledném snímku při expozici fixním rtg přístrojem:

- Pro vzdálenost 1 m platí interval  $\langle 142; 194 \rangle$  → pásmo zahrnující 53 odstínů šedi
- Pro vzdálenost 1,5 m platí interval  $\langle 177; 218 \rangle$  → pásmo zahrnující 42 odstínů šedi
- Pro vzdálenost 2 m platí interval  $\langle 196; 226 \rangle$  → pásmo zahrnující 31 odstínů šedi

Pásma intenzit šedi sekundárního záření vzniklého na výsledném snímku při expozici mobilním rtg přístrojem:

- Pro vzdálenost 1 m platí interval  $\langle 73; 133 \rangle \rightarrow$  pásmo zahrnující 61 odstínů šedi
- Pro vzdálenost 1,5 m platí interval  $\langle 117; 182 \rangle \rightarrow$  pásmo zahrnující 66 odstínů šedi
- Pro vzdálenost 2 m platí interval  $\langle 151; 204 \rangle \rightarrow$  pásmo zahrnující 54 odstínů šedi

Šířka pásma intenzit šedi znázorňující ve výsledném obraze sekundární záření zahrnuje minimálně 31 odstínů šedi. Průměrně však pásmo šedi u fixního rtg záření zaujímá 42 odstínů šedi, u mobilního rtg přístroje je pásmo šedi podstatně širší – jedná se průměrně o 60 odstínů šedi.

## 8.2. Efektivní dávka a plošná kerma

Radiační dávka rozptýleného záření se zvyšující se vzdáleností od zdroje, dokonce i v nepřítomnosti zeslabujícího materiálu, klesá. Efektivní dávka klesá s druhou mocninou vzdáleností od zdroje záření. [1]

Působení primárního a sekundárního záření na pracovníky rtg vyskytující se ve vyšetřovací místnosti může být ovlivněno:

- množstvím záření produkovaného zdrojem,
- vzdáleností mezi pacientem a zdrojem záření,
- časovým úsekem, který pracovník rtg tráví ve vyšetřovací místnosti,
- množstvím ochranného stínění mezi zdrojem záření a pracovníkem rtg,
- vzdáleností mezi zdrojem záření a pracovníkem rtg. [1]

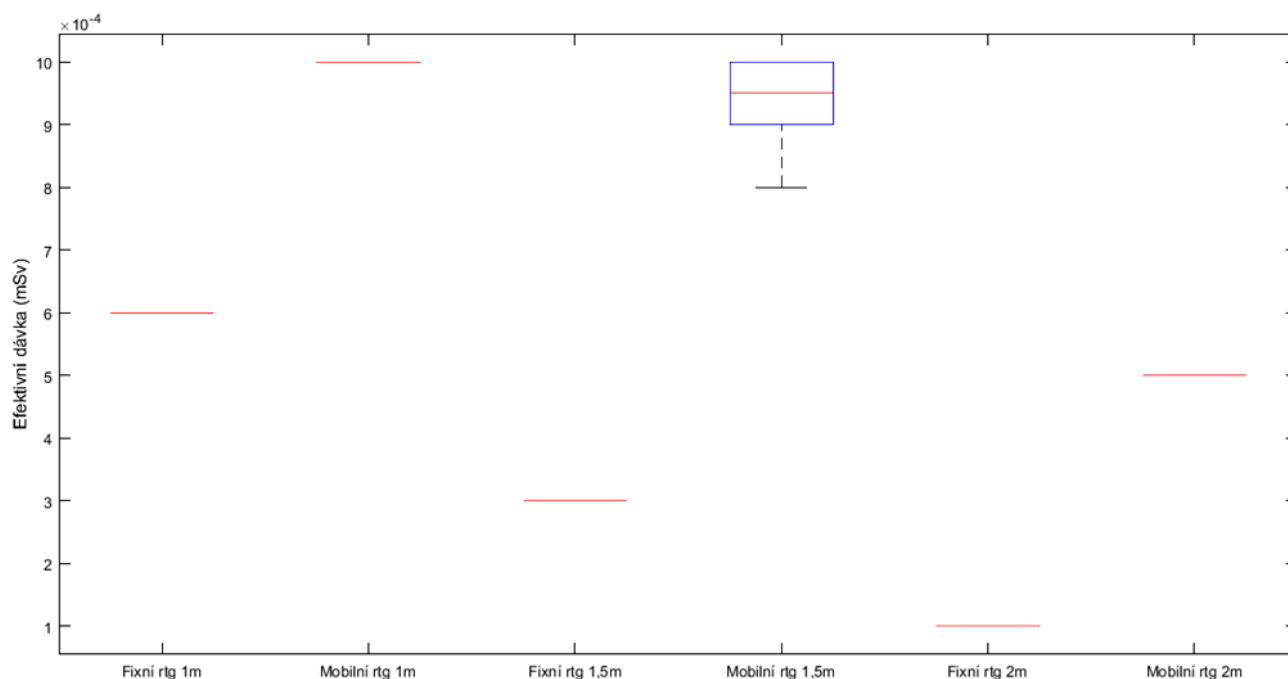
Celková radiační dávka ( $T$ ) mimo oblast ozařování, získaná primárním zářením směřovaným na antropomorfní fantom, je dána rozptylem z fantomu ( $P$ ), rozptylem z komponent přístroje – primárně z kolimátorů ( $C$ ) a únikem záření ( $L$ ). [15]

$$T = P + C + L \quad (14)$$

Dle naměřených hodnot (Tabulka 3 a Tabulka 4) byly vypočítány statistické ukazatele efektivní dávky a následně i plošné kermy.

Tabulka 11: Statistické ukazatele efektivní dávky pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje.

	1 m		1,5 m		2 m	
	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg
Počet měření	10	10	10	10	10	10
Minimum	0,0006	0,0010	0,0003	0,0008	0,0001	0,0005
Dolní kvartil	0,0006	0,0010	0,0003	0,0009	0,0001	0,0005
Průměr	0,0006	0,0010	0,0003	0,0009	0,0001	0,0005
Medián	0,0006	0,0010	0,0003	0,0010	0,0001	0,0005
Horní kvartil	0,0006	0,0010	0,0003	0,0010	0,0001	0,0005
Maximum	0,0006	0,0010	0,0003	0,0010	0,0001	0,0005
Rozptyl	0	0	0	0	0	0
Směrodatná odchylka	0	0	0	0,0001	0	0



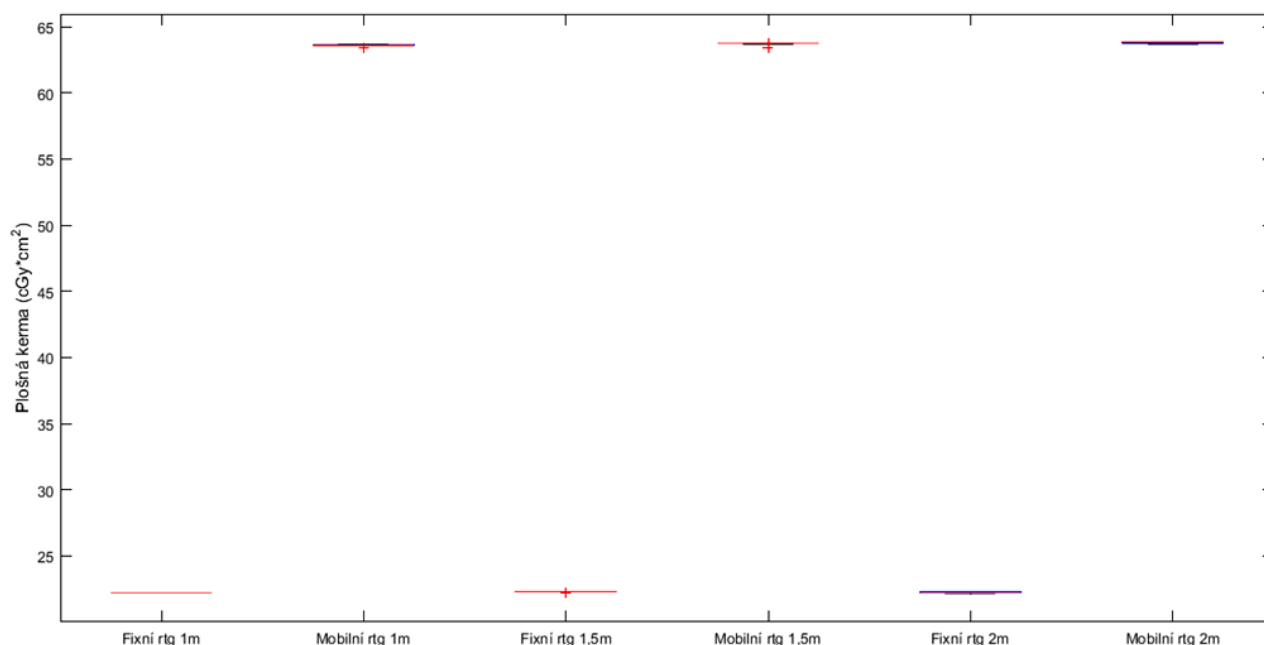
Obrázek 41: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů efektivní dávky (Tabulka 11) ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj.

Efektivní dávka byla naměřena se 100 % přesností, kromě hodnoty pro mobilní rtg přístroj ve vzdálenosti 1,5 m, kde je malá směrodatná odchylka. Hodnoty mediánů potvrzují teoretické předpoklady, že radiační dávka se zvyšující se vzdáleností od zdroje záření klesá (Obrázek 41).

Dalším teoretickým předpokladem experimentu bylo, že výsledky efektivní dávky z fixního a mobilního rtg přístroje by měly být identické. Výsledky z experimentu tento teoretický předpoklad vyvrátily – hodnoty efektivní dávky naměřené dozimetrem při expozici fixním rtg přístrojem jsou až 0,6 krát menší než efektivní dávka záření při expozici mobilním rtg přístrojem. Zvýšená hodnota efektivní dávky u mobilního rtg záření by mohla být způsobena jinou konstrukcí přístroje (např. rentgenkou) nebo modelem přístroje. [9]

Tabulka 12: Statistické ukazatele plošné kermey pro jednotlivé vzdálenosti u fixního a mobilního rtg přístroje.

	1 m		1,5 m		2 m	
	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg
Počet měření	10	10	10	10	10	10
Minimum	22,2	63,41	22,2	63,41	22,1	63,69
Dolní kvartil	22,2	63,55	22,3	63,71	22,2	63,76
Průměr	22,2	63,579	22,29	63,695	22,21	63,806
Medián	22,2	63,585	22,3	63,725	22,2	63,83
Horní kvartil	22,2	63,63	22,3	63,73	22,3	63,85
Maximum	22,2	63,67	22,3	63,77	22,3	63,87
Rozptyl	0	0,005	0,001	0,0105	0,0054	0,0034
Směrodatná odchylka	0	0,0711	0,0316	0,10255	0,0738	0,0582



Obrázek 42: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů plošné kermey (Tabulka 12) ve všech třech vzdálenostech CR kazety pro fixní a mobilní rtg přístroj.

Plošná kerma je dána násobkem absorbované dávky a ozářené plochy. Hodnoty plošné kermey byly naměřeny s velkou přesností. DAP metr měří efektivní dávku ozařovaného pacienta (v tomto případě antropomorfního fantomu), z čehož je následně vyhodnocena plošná kerma, která se dle teoretických předpokladů se vzdáleností od zdroje záření nemění. Jedná se o vzdálenost mezi rentgenkou a antropomorfním fantomem, proto vzdálenost skiagrafické kazety od zdroje záření měření plošné kermey nijak neovlivnila a hodnota plošné kermey je konstantní. Odlišné hodnoty plošné kermey u fixního a mobilního rtg přístroje by mohly být způsobeny rozdílným cloněním ozařované plochy hrudníku fantomu. Během měření jednotlivě na fixním a mobilním rtg přístroji se mohlo stát, že

clonění nebylo dodrženo zcela přesně a i malá variabilita v ozařované ploše se ve výsledcích plošné kermy projeví poměrně výrazně.

### 8.3. Zjištění korelace mezi vzdáleností CR kazety a zanesením obrazu sekundárním zářením

Data zjištěná z naměřených snímků fixního a mobilního rtg přístroje byla podrobena korelační analýze, aby bylo zjištěno, zda existuje vzájemná korelace mezi vzdáleností CR kazety od zdroje záření a zanesením obrazu sekundárním zářením.

Pro korelační analýzu je nejdříve nutné otestovat normalitu dat zvlášť pro každou vzdálenost kazety od zdroje záření a také zvlášť pro data z fixního a mobilního rtg přístroje. Pro testování normality byl použit *Shapiroův-Wilkův test* na hladině významnosti 0,05 a byla zvolena nulová a alternativní hypotéza:

$H_0$ : Data jsou výběrem z normálního rozdělení.

$H_A: \neg H_0$

**Tabulka 13:** Výsledné p-hodnoty Shapirova-Wilkova testu pro ověření předpokladu normality (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty se zamítnutou normalitou).

Testovaná veličina	Typ rtg přístroje	p-hodnota
Vzdálenost CR kazety od zdroje záření	Fixní rtg	< 0,001
	Mobilní rtg	< 0,001
Intenzita šedi maximálního peaku	Fixní rtg	< 0,001
	Mobilní rtg	0,010
Dolní mez pásma intenzity	Fixní rtg	0,002
	Mobilní rtg	0,006
Horní mez pásma intenzity	Fixní rtg	< 0,001
	Mobilní rtg	0,008

Na základě zamítnutí normality u všech testovaných veličin (Tabulka 13) bude pro analýzu míry závislosti použit *Spearmanův korelační koeficient*. Byla zvolena nulová a alternativní hypotéza:

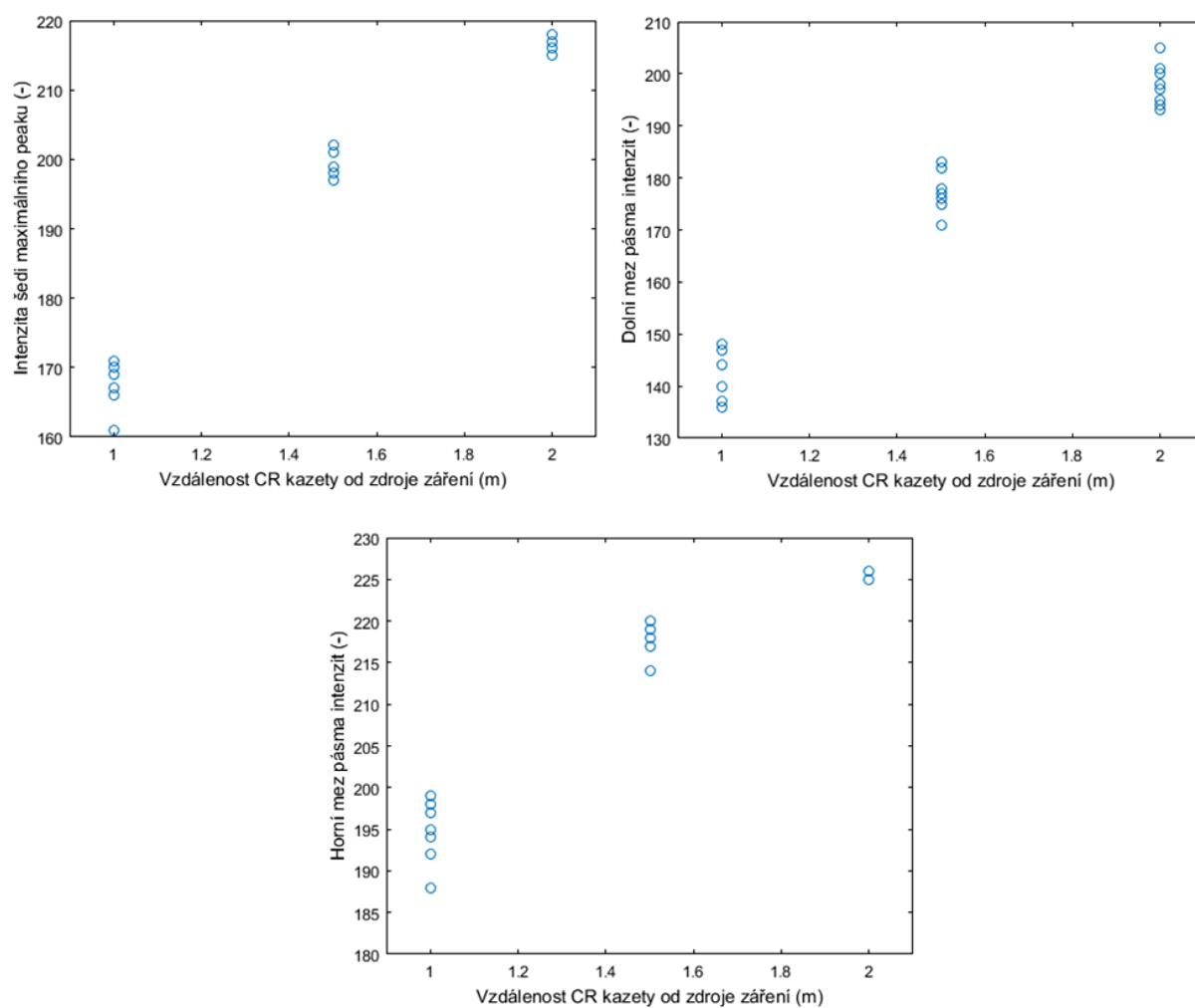
$H_0: \rho = 0$

$H_A: \rho \neq 0$

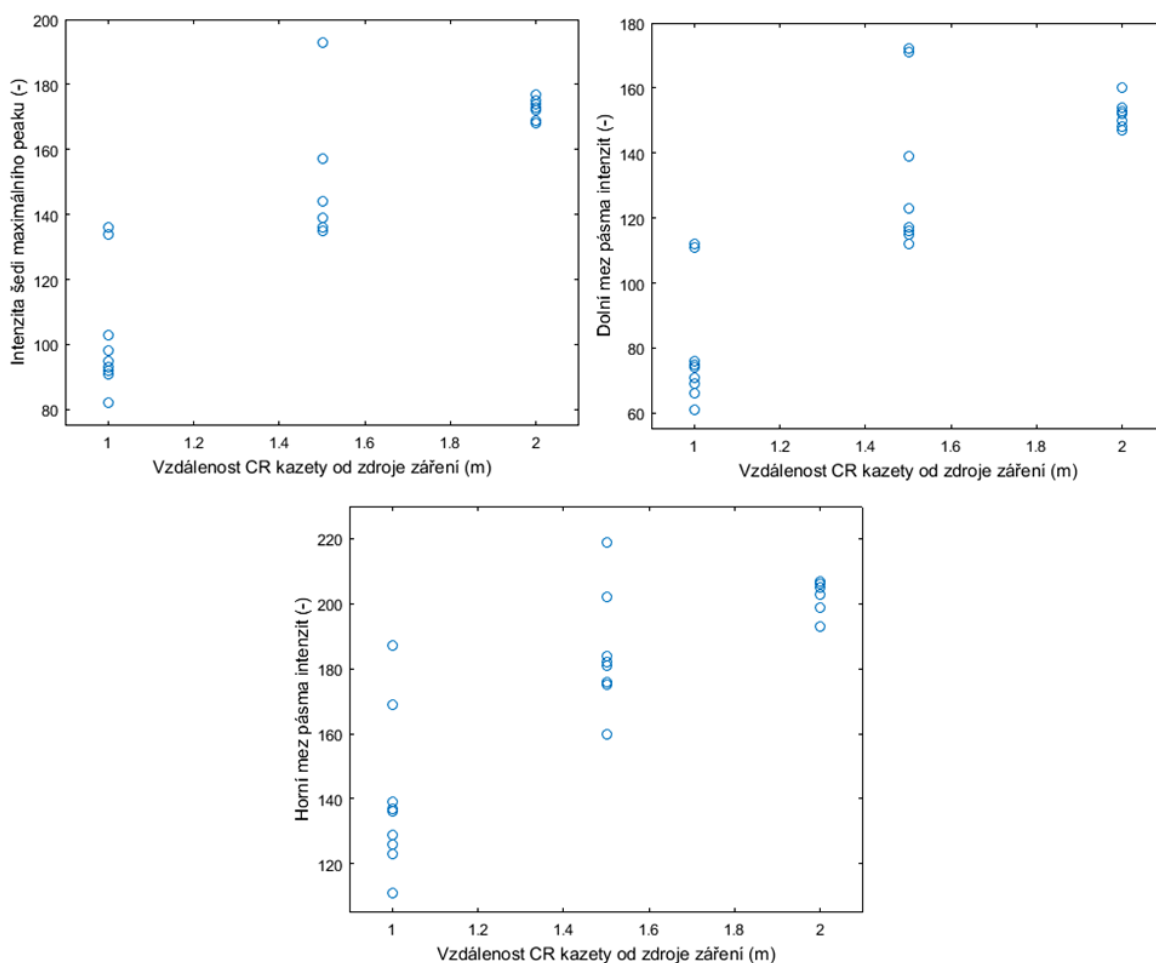


**Tabulka 14: Výsledné korelační koeficienty a p-hodnoty zjištění míry závislosti mezi veličinami fixního a mobilního rtg přístroje a vzdáleností CR kazety (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je hodnota korelace statisticky významná).**

Typ rtg přístroje	Testovaná veličina	Spearmanův korelační koeficient (p-hodnota)
Fixní rtg přístroj	Intenzita šedi maximálního peaku	0,9498 ( $\ll 0,001$ )
	Dolní mez pásma intenzity	0,9445 ( $\ll 0,001$ )
	Horní mez pásma intenzity	0,9539 ( $\ll 0,001$ )
Mobilní rtg přístroj	Intenzita šedi maximálního peaku	0,8313 ( $\ll 0,001$ )
	Dolní mez pásma intenzity	0,8451 ( $\ll 0,001$ )
	Horní mez pásma intenzity	0,7932 ( $\ll 0,001$ )



Obrázek 43: Grafy závislosti jednotlivých veličin fixního rtg přístroje na vzdálenosti CR kazety od zdroje záření.



Obrázek 44: Grafy závislosti jednotlivých veličin mobilního rtg přístroje na vzdálenosti CR kazety od zdroje záření.

Všechny pozorované hodnoty korelace mezi veličinou z rtg přístroje a vzdáleností kazety od zdroje záření lze na hladině významnosti 0,05 označit za statisticky významné ( $p$ -hodnota  $\ll 0,001$ ).

V případě všech tří veličin z fixního rtg přístroje je výsledný Spearmanův korelační koeficient blízký hodnotě 1, tudíž lze hovořit o silné míře závislosti mezi daty zjištěnými z fixního rtg přístroje a vzdáleností CR kazety (Tabulka 14). U veličin z mobilního rtg přístroje můžeme hovořit o nižší korelaci, ale stále velmi statisticky významné. Nižší korelace u dat z mobilního rtg přístroje a vzdálenosti kazety byla způsobena větší variabilitou zjištěných dat v jednotlivých vzdálenostech.

Závěrem této statistické analýzy lze říci, že zanesení skiagrafické kazety nežádoucím sekundárním zářením je silně závislé na vzdálenosti této kazety umístěné od zdroje záření. Tento statistický výsledek potvrzuje teoretické předpoklady, že efektivní dávka záření klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje záření, což se projevuje i na zobrazeném sekundárním záření – intenzita šedi výsledného obraz se snižuje. Dle uvedených grafů (Obrázek 43, Obrázek 44) lze tvrdit, že závislost jednotlivých veličin, jak mobilního tak fixního rtg přístroje, na vzdálenosti kazety od zdroje záření by mohla být lineární. Z grafů je také patrný velký rozptyl dat, zejména u veličin mobilního rtg přístroje, ale zajímavé je také zjištění, že ve vzdálenosti CR kazety s paměťovou fólií 2 m od zdroje záření mají výsledná data rozptyl nejmenší, což je patrné ze všech grafů u fixního i mobilního rtg přístroje.

## 8.4. Dvouvýběrové testy pro porovnání shody rozptylů a shody středních hodnot pro data z fixního a mobilního rtg přístroje

Pro hypotetické porovnání výběrových souborů z fixního a mobilního rtg přístroje byly použity dvouvýběrové testy o shodě rozptylu a shodě středních hodnot, resp. mediánů. Pro dvouvýběrové testy je nutné nejdříve otestovat předpoklad normality dat zvlášť pro každou vzdálenost CR kazety od zdroje záření a také zvlášť pro data z fixního a mobilního rtg přístroje.

Pro testování normality byl použit *Shapiroův-Wilkův test* na hladině významnosti 0,05 a byla zvolena nulová a alternativní hypotéza:

$H_0$ : Data jsou výběrem z normálního rozdělení.

$H_A: \neg H_0$

**Tabulka 15:** Výsledné p-hodnoty Shapirova-Wilkova testu pro ověření předpokladu normality (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty se zamítnutou normalitou).

Testovaná veličina	Typ rtg přístroje	1 m	1,5 m	2 m
Intenzita šedi maximálního peaku	Fixní rtg	0,098	0,043	0,152
	Mobilní rtg	0,010	0,001	0,356
Dolní mez pásma intenzity	Fixní rtg	0,183	0,519	0,173
	Mobilní rtg	0,003	0,002	0,215
Horní mez pásma intenzity	Fixní rtg	0,708	0,086	< 0,001
	Mobilní rtg	0,057	0,178	0,018

Na základě výsledků normality (Tabulka 15) bude pro ověření shody rozptylů použit *F-test*, případně u veličin, kde byla zamítnuta normalita, bude použit *Leveneův test*.

Pro ověření shody středních hodnot bude použit *Studentův t-test*, v případě, že u testovaných veličin byly ověřeny shodné rozptyly nebo *Aspinové-Welchův test* v případě, že shoda rozptylů byla zamítnuta. Pro veličiny, u nichž byla normalita zamítnuta, bude ověření shody mediánů použit *Mannův-Whitneyův test*.

Zvolené hypotézy pro F-test (resp. Leveneův test):

$$H_0: \sigma_{fix}^2 = \sigma_{mob}^2$$

$$H_A: \sigma_{fix}^2 \neq \sigma_{mob}^2$$

**Tabulka 16:** Výsledné p-hodnoty pro ověření shody rozptylů mezi veličinami fixního a mobilního rtg přístroje ve všech třech vzdálenostech (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je shodný rozptyl zamítnut).

Testovaná veličina	1 m	1,5 m	2 m
Intenzita šedi maximálního peaku	0,056	0,059	0,002
Dolní mez pásma intenzity	0,153	0,085	0,989
Horní mez pásma intenzity	< 0,001	< 0,001	0,014

Na hladině významnosti 0,05 je potvrzena nulová hypotéza o shodě rozptylů pro veličinu dolní mez ve všech třech vzdálenostech. U veličiny horní mez pásma intenzity je rozptyl hodnot u fixního a mobilního rtg přístroje statisticky odlišný – tyto data mají u fixního rtg a mobilního rtg přístroje velmi odlišnou variabilitu rozdělení kolem své střední hodnoty a nelze tedy mluvit o jejich shodě, což vyplývá již z předešlé deskriptivní analýzy (Tabulka 24).

Zvolené hypotézy pro Studentův t-test (resp. Aspinové-Welchův test, Mannův-Whitneyův test):

$$H_0: \mu_{fix} = \mu_{mob}$$

$$H_A: \mu_{fix} > \mu_{mob}$$

**Tabulka 17:** Výsledné p-hodnoty pro ověření shody středních hodnot (resp. mediánů) mezi veličinami fixního a mobilního rtg přístroje ve všech třech vzdálenostech (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je shodná střední hodnota zamítnuta).

Testovaná veličina	1 m	1,5 m	2 m
Intenzita šedi maximálního peaku	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Dolní mez pásma intenzity	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Horní mez pásma intenzity	< 0,001	< 0,001	< 0,001

Dle výsledných p-hodnot provedených testů je na hladině významnosti 0,05 pro všechny možné případy zamítnuta nulová hypotéza o shodě středních hodnot (mediánů). Střední hodnota (medián) pro fixní rtg přístroj ve všech třech vzdálenostech je vždy větší než střední hodnota (medián) u mobilního rtg přístroje. Tyto výsledky potvrzují deskriptivní analýzu hodnot z fixního a mobilního rtg přístroje (Tabulka 8, Tabulka 9 a Tabulka 10).

Lze tedy konstatovat, že výsledný snímek sekundárního záření pořízený expozicí fixního rtg záření je v tomto experimentu vždy světlejší, než snímek pořízený expozicí mobilního rtg přístroje.

## 9. NAVRŽENÍ OPTIMÁLNÍ VZDÁLENOSTI PRO ULOŽENÍ SKIAGRAFICKÝCH KAZET

Za optimální vzdálenost uložení skiagrafických kazet je považována taková vzdálenost, ve které mohou být kazety uloženy v bezpečí před zanesením sekundárním zářením.

V případě radiologické vyšetřovny jsou kazety s paměťovou fólií uloženy mimo místnost ozařování, většinou v ovladovně. Vlivem chyby lidského faktoru však v praxi mohou nastat případy, kdy radiologický pracovník ponechá kazetu v ozařovací místnosti. Otázkou tedy je, zda taková kazeta může být použita bez vyčištění v digitizéru. [9]

V případě mobilního rtg přístroje se jedná zejména o polní podmínky, kdy lékaři rentgenují v náročných podmínkách a nemají k dispozici jinou místnost pro uchování skiagrafických kazet. Lékař má kazety uložené u sebe a mnohdy jsou položeny v bezprostřední blízkosti od rtg přístroje. [9]

### 9.1. Regresní analýza výsledků z fixní a mobilní rtg skiografie

Pro určení optimální vzdálenosti pro uložení skiagrafických kazet bylo předpokládáno, že bude použita statistická metoda – regresní analýza. Dle úvahy vycházející z praxe (s rostoucí vzdáleností CR kazety od zdroje záření klesá intenzita šedi sekundárního záření v obraze) a vizuální kontroly rozložení jednotlivých dat (Obrázek 43, Obrázek 44) by se mohlo jednat o lineární regresní model. Na základě tohoto úsudku byl sestaven regresní model – rovnice (15):

$$Y = a + b \cdot X + E \quad (15)$$

Kde  $Y$  bude dolní mez (horní mez, intenzita šedi maximálního peaku) pásma intenzity šedi (závislá proměnná) a  $X$  bude vzdálenost kazety od zdroje záření (nezávislá proměnná). Parametr  $a$  určuje polohu přímky a parametr  $b$  určuje směrnici přímky.  $E$  reprezentuje náhodnou chybu modelu.

Výsledné regresní rovnice pro veličiny fixního rtg přístroje jsou následující:

$$\text{intenzita šedi maximálního peaku} = 121,55 + 48,5 \cdot \text{vzdálenost}$$

$$\text{dolní mez} = 89,6 + 55 \cdot \text{vzdálenost}$$

$$\text{horní mez} = 165,42 + 31,5 \cdot \text{vzdálenost}$$

Výsledné regresní rovnice pro veličiny mobilního rtg přístroje jsou následující:

$$\text{intenzita šedi maximálního peaku} = 37,03 + 69,6 \cdot \text{vzdálenost}$$

$$\text{dolní mez} = 10,28 + 72,9 \cdot \text{vzdálenost}$$

$$\text{horní mez} = 80,48 + 63,3 \cdot \text{vzdálenost}$$

Verifikovaný regresní model dále slouží k predikci očekávaných hodnot závislé proměnné – dolní mez pásma intenzity šedi, horní mez pásma intenzity šedi nebo intenzita šedi maximálního peaku při námi zvolené nezávislé proměnné (vzdálenost kazety od zdroje záření).

V tomto případě se jedná o extrapolaci, protože hledaná optimální vzdálenost pro bezpečné uložení CR kazet se nachází mimo interval napozorovaných hodnot.

Tabulka 18: Výsledné vzdálenosti CR kazety od zdroje záření pro jednotlivé veličiny fixního a mobilního rtg přístroje.

Požadovaný odstín šedi (-)	Optimální vzdálenost pro veličinu intenzita šedi maximálního peaku (m)		Optimální vzdálenost pro veličinu dolní mez pásma intenzity (m)		Optimální vzdálenost pro veličinu horní mez pásma intenzity (m)	
	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg
255	2,75	3,13	3,01	3,36	2,84	2,76

Celá tato regresní analýza musela být zavrhnuta z důvodu nesplnění předpokladů pro použití lineárního regresního modelu – nebyla splněna normalita reziduí, nulová střední hodnota ani nulová kovariance. Nebyly splněny ani základní předpoklady pro tuto statistickou metodu – nesplnění spojitosti naměřených dat, naměřených pouze 10 hodnot pro každou vzdálenost.

Požadavkem na regresní analýzu bylo zjištění predikované vzdálenosti pro uložení skiagrafických kazet a v tomto případě se jedná o extrapolaci dat. Tato problematická překážka vznikla na základě nemocničního provozu a prostoru radiologické vyšetřovací místnosti, kde nebylo možné měřit z větších vzdáleností než 2 m, tudíž by predikované výsledky byly neověřené a irelevantní. Ze všech výše uvedených důvodů byla zvolena náhradní metoda pro zjištění optimální vzdálenosti pro uložení skiagrafických kazet, která je uvedena v následující kapitole (9.2 Fitování modelu).

## 9.2. Fitování modelu

Z výše uvedených důvodů bylo pro predikci optimální vzdálenosti skiagrafických kazet použito fitování. Fitování neboli proložení křivkou využívá metody nejmenších čtverců a křivka nemusí nutně procházet naměřenými daty. Metoda fitování je ekvivalentní s regresní analýzou s tím rozdílem, že nemusí být splněny žádné předpoklady pro použití této metody.

Zjištěné veličiny – intenzita šedi maximálního peaku, dolní a horní mez pásma intenzity, které byly zjištěny z naměřených snímků, byly proloženy lineární funkcí podle rovnice (16):

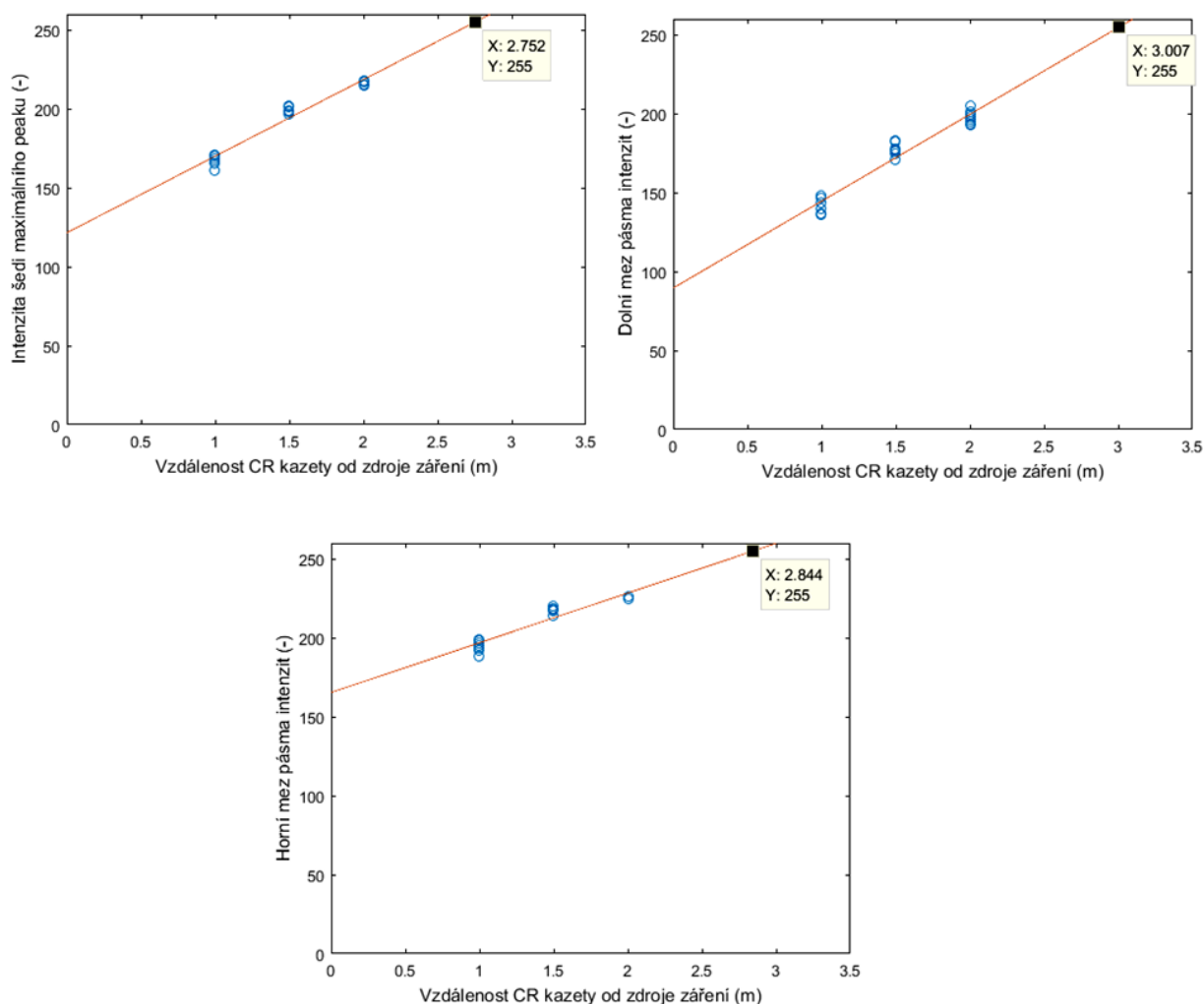
$$Y = a \cdot X + b \quad (16)$$

Výsledné lineární rovnice pro veličiny fixního rtg přístroje jsou následující:

$$\text{intenzita šedi maximálního peaku} = 48,5 \cdot \text{vzdálenost} + 121,55$$

$$\text{dolní mez} = 55 \cdot \text{vzdálenost} + 89,6$$

$$\text{horní mez} = 31,5 \cdot \text{vzdálenost} + 165,42$$



Obrázek 45: Zjištěné hodnoty jednotlivých veličin fixního rtg přístroje proložené přímkou. V grafu závislosti jednotlivé veličiny na vzdálenosti CR kazety od zdroje záření je vyznačen bod určující ideální hodnotu šedi sekundárního záření (Y) a tomu odpovídající vzdálenost CR kazety (X).

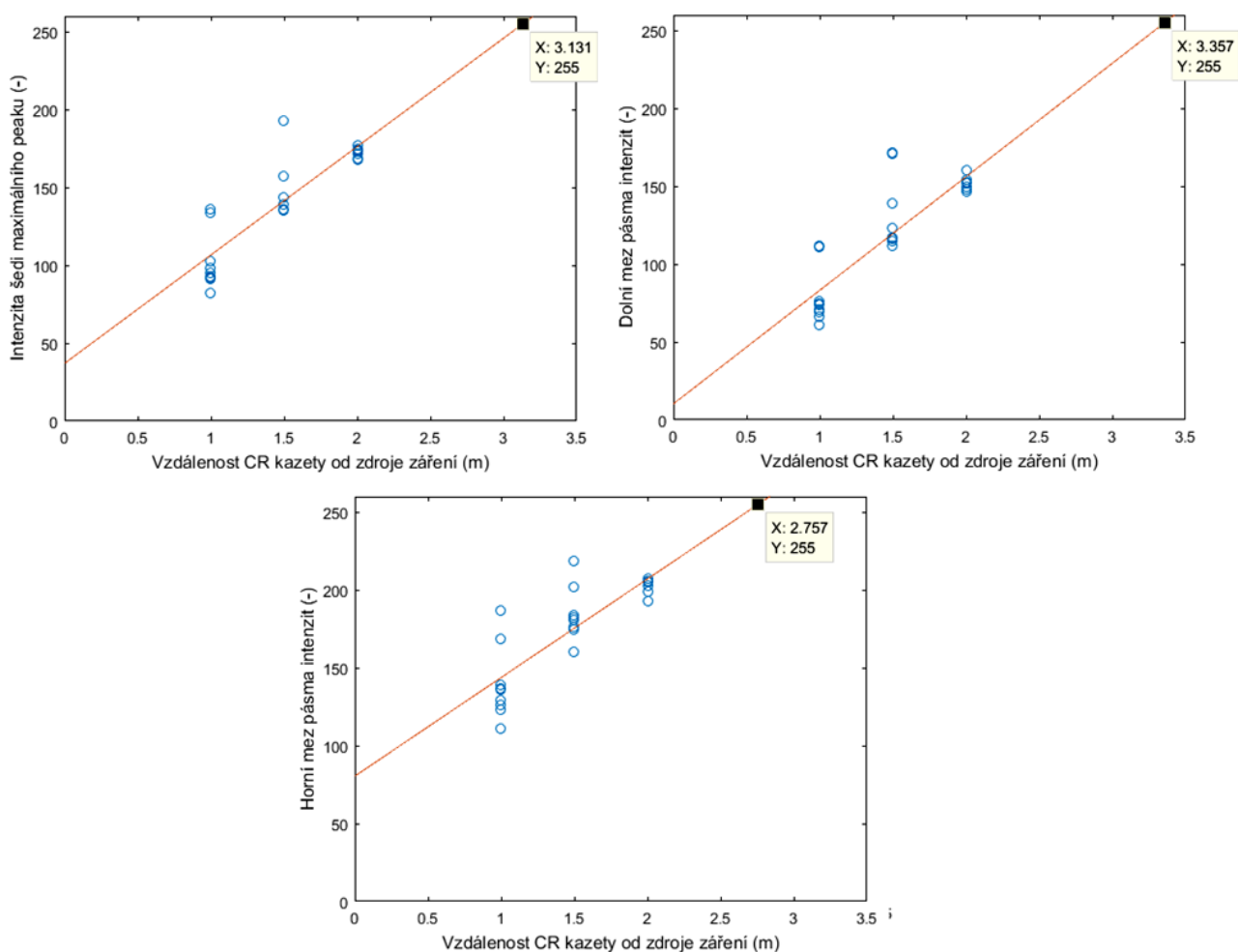
Výsledné lineární rovnice pro veličiny mobilního rtg přístroje jsou následující:

$$\text{intenzita šedi maximálního peaku} = 69,6 \cdot \text{vzdálenost} + 37,03$$

$$\text{dolní mez} = 72,9 \cdot \text{vzdálenost} + 10,28$$

$$\text{horní mez} = 63,3 \cdot \text{vzdálenost} + 80,48$$





Obrázek 46: Zjištěné hodnoty jednotlivých veličin mobilního rtg přístroje proložené přímkou. V grafu závislosti jednotlivé veličiny na vzdálenosti CR kazety od zdroje záření je vyznačen bod určující ideální hodnotu šedi sekundárního záření (Y) a tomu odpovídající vzdálenost CR kazety (X).

Optimální vzdálenosti CR kazety od zdroje záření zjištěné metodou fitování (Obrázek 45, Obrázek 46) byly shrnuty do tabulky (Tabulka 19). Jako intenzita šedi charakterizující zobrazené sekundární záření byla zvolena hodnota 255 (odstín bílé), která by nastala v ideálním případě.

Tabulka 19: Výsledné vzdálenosti CR kazety od zdroje záření pro jednotlivé veličiny fixního a mobilního rtg přístroje.

Ideální odstín šedi (-)	Optimální vzdálenost pro veličinu intenzita šedi maximálního peaku (m)		Optimální vzdálenost pro veličinu dolní mez pásma intenzity (m)		Optimální vzdálenost pro veličinu horní mez pásma intenzity (m)	
	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg	Fixní rtg	Mobilní rtg
255	2,75	3,13	3,01	3,36	2,84	2,76

Výsledné lineární rovnice i výsledné optimální vzdálenosti CR kazety od zdroje záření se naprosto shodují s výsledky lineární regrese (9.1 Regresní analýza výsledků z fixní a mobilní rtg skiografie), která nebyla vhodná pro tento experiment z důvodu nesplnění předpokladu pro tuto statistickou metodu.

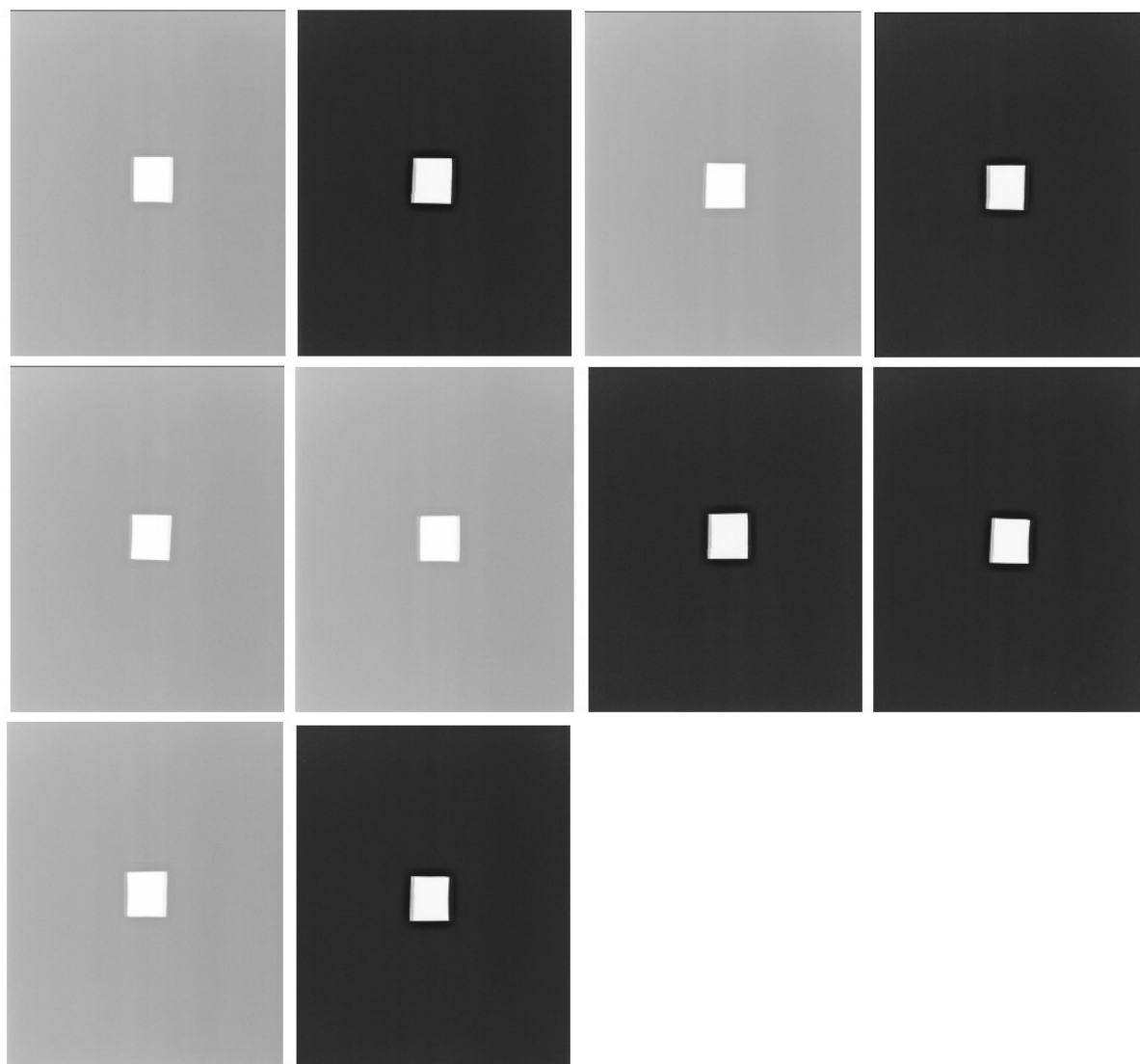
Z výsledných hodnot pro optimální vzdálenost nelze vymezit pásmo intenzity, protože optimální vzdálenost pro veličinu dolní mez je pro fixní i mobilní rtg přístroj větší než hodnota horní meze. K této chybě mohlo dojít z důvodu menší variability dat veličiny horní mez oproti datům dolní meze. Menší variabilita dat zajistila jejich přesnější proložení křivkou a tudíž i přesnější určení optimální vzdálenosti.

Jako nejvíce reprezentující intenzitu šedi sekundárního záření v obraze je považována veličina intenzita šedi maximálního peaku, který v obraze zaujímá největší množství pixelů. Výsledná optimální vzdálenost, ve které by CR kazety měly být v ideálním případě uloženy, je tedy 2,75 m při expozici fixním rtg přístrojem a 3,13 m při expozici mobilním rtg přístrojem. Pro tuto veličinu byla také spočítána odchylka naměřených hodnot od hodnoty intenzity šedi maximálního peaku dané metodou fitování. Pro fixní rtg přístroj a veličinu intenzita šedi maximálního peaku ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření je hodnota šedi, určená lineární přímkou, rovna 170 s průměrnou odchylkou od naměřených hodnot  $\pm 3$  odstíny šedi. Pro vzdálenost kazety 1,5 m od zdroje záření je to  $194 \pm 5$  odstínů šedi a pro vzdálenost 2 m –  $219 \pm 2$  odstíny šedi. Pro mobilní rtg přístroj a stejnou veličinu se jedná o výsledky – pro vzdálenost 1 m  $107 \pm 16$ , pro vzdálenost 1,5 m  $142 \pm 15$  a pro vzdálenost 2 m  $176 \pm 5$  odstínů šedi. Největší odchylka lineární přímky od naměřených dat nastala u mobilního rtg přístroje, konkrétně pro kazetu ve vzdálenosti 1 m od zdroje záření, což je způsobeno velkou variabilitou naměřených dat.

Výsledné optimální vzdálenosti platí pro expoziční hodnoty 77 kv a 11 mAs. Během měření bylo zjištěno, že při vyšších expozičních hodnotách, 10 CR kazet s paměťovou fólií (výrobce označené za identické) reaguje na sekundární záření velmi odlišně – viz kapitola 10 VYHODNOCENÍ UNIFORMITY PAMĚŤOVÝCH FÓLIÍ. Z tohoto důvodu nelze s naprostou jistotou tvrdit, že výsledné optimální vzdálenosti budou platit i pro vyšší expoziční hodnoty než jsou 77 kv a 11 mAs.

## 10. VYHODNOCENÍ UNIFORMITY PAMĚŤOVÝCH FÓLIÍ

Během měření došlo k nepředpokládaným výsledkům při nastavení vyšších expozičních hodnot – konkrétně se jednalo o hodnoty 90 kV a 32 mAs používané pro rtg páteře. Z důvodu urychlení měření v nemocničním provozu bylo pro měření použito 10 kazet s paměťovými fóliemi. Výsledných 10 obrazů naměřených ze stejné vzdálenosti od zdroje záření při stejných měřicích podmínkách, mělo příliš odlišnou intenzitu šedi.



**Obrázek 47:** Deset snímků se zobrazeným sekundárním zářením naměřených na 10 skiagrafických kazetách za stejných měřicích podmínek při expozičních hodnotách 90 kV, 32 mAs a vzdálenosti 1 m od zdroje záření.

Vznikla proto hypotéza, že tato skutečnost by mohla být ovlivněna stářím paměťové fólie způsobeného tím, že na některých kazetách bylo v minulosti nasnímáno více obrazů než na jiných.

Tedy paměťové fólie s menším počtem nasnímaných obrazů by mohly být na sekundární záření citlivější.

Po konzultaci s odborníky z praxe byl navržen další krok měření. K tomuto měření byly použity pouze dvě kazety s paměťovou fólií, kde na každé z nich bylo provedeno 10 expozic ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření při stejných měřicích podmínkách.

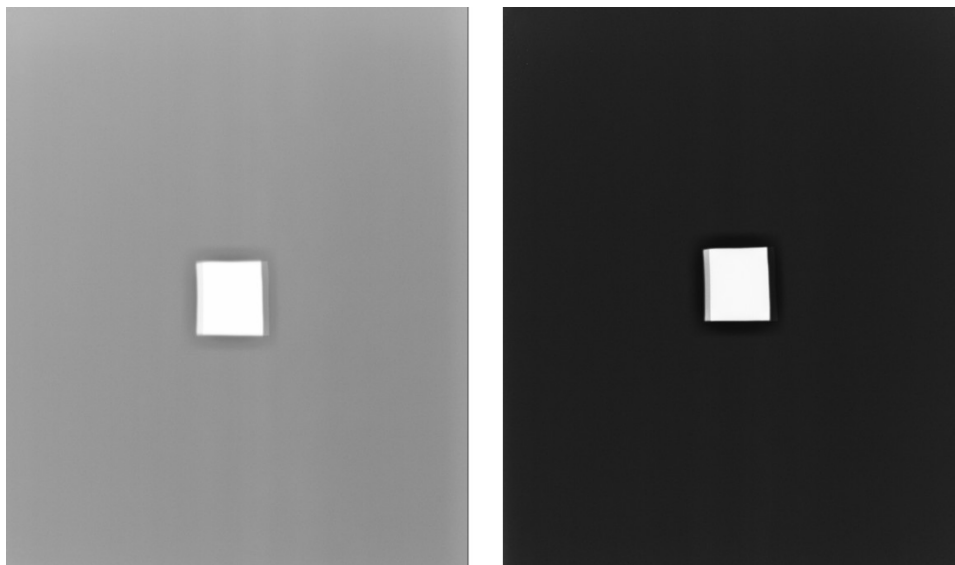
## 10.1. Výsledky z experimentu zjišťování uniformity paměťových fólií

Výsledkem z experimentu zjišťování uniformity paměťových fólií je tabulka hodnot (Tabulka 20). Ve vzdálenosti 1 m od zdroje záření byla dozimetrem naměřena efektivní dávka (mSv) a rtg přístrojem byla zjištěna hodnota plošné kermy ( $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ ).

Tabulka 20: Tabulka naměřených hodnot z experimentu pro zjištění uniformity paměťových fólií.

	Číslo kazety (-)	Vzdálenost (m)	Expoziční hodnoty		Plošná kerma ( $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ )	Efektivní dávka (mSv)
			Anodové napětí (kV)	Expozice (mAs)		
1	9104291628	1	90	32	295,9	0,010
2	9104291628	1	90	32	296,0	0,009
3	9104291628	1	90	32	296,6	0,010
4	9104291628	1	90	32	296,6	0,009
5	9104291628	1	90	32	296,7	0,009
6	9104291628	1	90	32	296,6	0,010
7	9104291628	1	90	32	296,6	0,009
8	9104291628	1	90	32	296,5	0,010
9	9104291628	1	90	32	296,5	0,009
10	9104291628	1	90	32	296,6	0,010
11	9104301037	1	90	32	149,1	0,006
12	9104301037	1	90	32	148,8	0,005
13	9104301037	1	90	32	149,0	0,006
14	9104301037	1	90	32	149,1	0,002
15	9104301037	1	90	32	149,0	0,002
16	9104301037	1	90	32	148,9	0,005
17	9104301037	1	90	32	149,0	0,005
18	9104301037	1	90	32	149,0	0,005
19	9104301037	1	90	32	149,0	0,004
20	9104301037	1	90	32	149,1	0,005

Sekundární záření je při použití vyšších expozičních hodnot na dvou stejných kazetách zobrazeno velmi odlišně. Intenzita šedi výsledných snímků z kazety č. 1 (9104291628) a z kazety č. 2 (9104301037) je rozdílná pouhým okem.



**Obrázek 48:** Snímky se zobrazeným sekundárním zářením měřené za stejných podmínek při expozičních hodnotách 90 kV a 32 mAs. Vlevo – snímek z kazety č. 1; vpravo – snímek z kazety č. 2.

## **10.2. Nalezení pásma intenzit sekundárního záření**

Výsledných 20 snímků naměřených na dvou skiagrafických kazetách bylo zpracováno dle postupu uvedeném v kapitole 7.1 Zpracování naměřených obrazů se zobrazeným sekundárním zářením. Byla zjištěna potřebná data, která byla následně statisticky zpracovávána (Tabulka 21).

**Tabulka 21:** Tabulka se zjištěnými hodnotami z 20 snímků naměřených na dvou stejných skiagrafických kazetách ve vzdálenosti 1 m od zdroje záření.

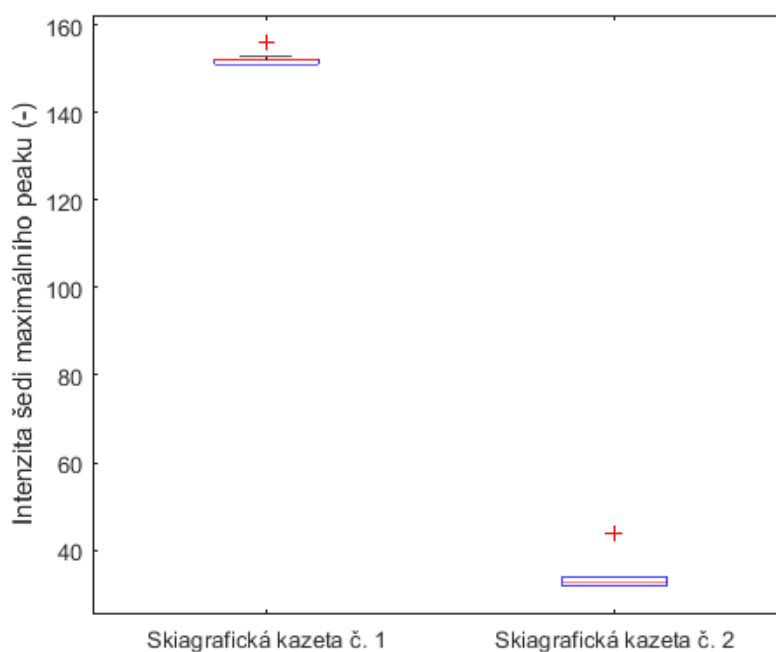
	Číslo kazety	Vzdálenost (m)	Počet pixelů pod křivkou histogramu (px)	Intenzita šedi maximálního peaku (-)	Dolní mez pásma intenzit (-)	Horní mez pásma intenzit (-)
1	9104291628	1	822888	156	137	191
2	9104291628	1	822879	151	124	186
3	9104291628	1	822863	151	122	192
4	9104291628	1	822855	151	123	187
5	9104291628	1	822871	152	123	189
6	9104291628	1	822887	153	123	187
7	9104291628	1	822919	152	124	187
8	9104291628	1	822915	151	121	183
9	9104291628	1	822905	152	123	186
10	9104291628	1	823009	152	120	184
11	9104301037	1	822630	44	25	69
12	9104301037	1	823506	33	16	56
13	9104301037	1	823511	34	17	54
14	9104301037	1	823571	32	16	54
15	9104301037	1	823453	32	16	56
16	9104301037	1	823585	34	17	56
17	9104301037	1	823603	32	15	55
18	9104301037	1	823486	33	16	57
19	9104301037	1	823571	32	16	54
20	9104301037	1	823443	32	16	58

### 10.3. Statistické zpracování získaných výsledků a vyvození závěru týkajícího se uniformity paměťových fólií

Pro veličiny – intenzita šedi maximálního peaku, dolní mez pásma intenzit a horní mez pásma intenzit, byly vypočítány ukazatele polohy a ukazatele variability (Tabulka 22, Tabulka 23, Tabulka 24).

Tabulka 22: Statistické ukazatele intenzity šedi maximálního peaku ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií.

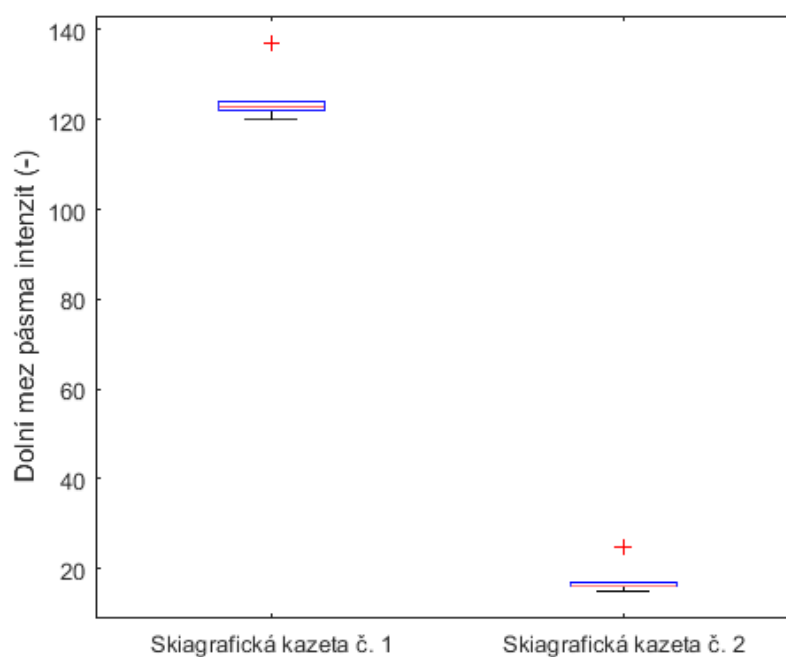
	Kazeta č. 1	Kazeta č. 2
Počet měření	10	10
Minimum	151	32
Dolní kvartil	151	32
Průměr	152,1	33,8
Medián	152	32,5
Horní kvartil	152	34
Maximum	156	44
Rozptyl	2,322	13,511
Směrodatná odchylka	1,523	3,676



Obrázek 49: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů intenzity šedi maximálního peaku (Tabulka 12) ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií.

Tabulka 23: Statistické ukazatele dolní meze pásma intenzit ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií.

	Kazeta č. 1	Kazeta č. 2
Počet měření	10	10
Minimum	120	15
Dolní kvartil	122	16
Průměr	124	17
Medián	123	16
Horní kvartil	124	17
Maximum	137	25
Rozptyl	22,444	8,222
Směrodatná odchylka	4,738	2,867

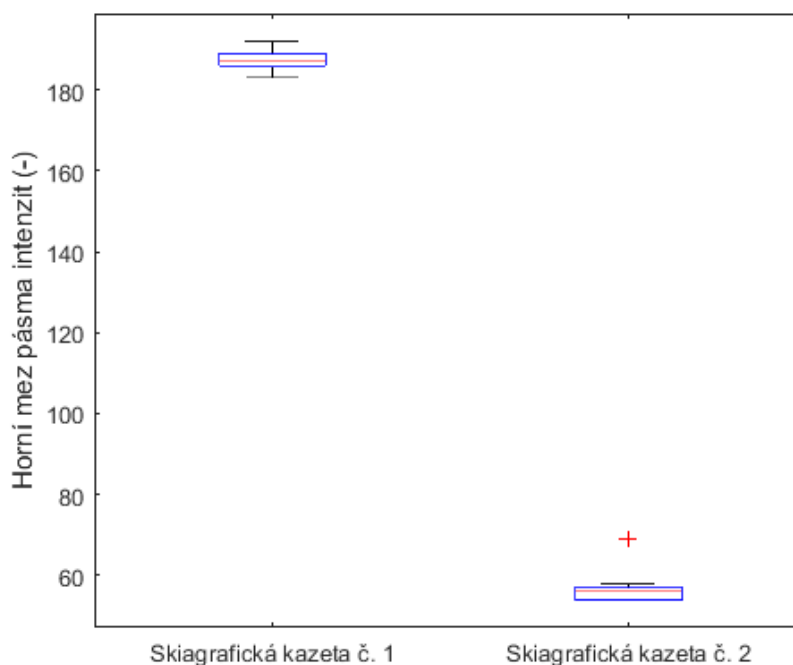


Obrázek 50: Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů dolní meze pásma intenzit (Tabulka 23) ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií.



**Tabulka 24:** Statistické ukazatele horní meze pásma intenzit ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií.

	Kazeta č. 1	Kazeta č. 2
Počet měření	10	10
Minimum	183	54
Dolní kvartil	186	54
Průměr	187,2	56,9
Medián	187	56
Horní kvartil	189	57
Maximum	192	69
Rozptyl	7,955	19,878
Směrodatná odchylka	2,821	4,458



**Obrázek 51:** Krabicový graf pro porovnání statistických ukazatelů horní meze pásma intenzit (Tabulka 24) ze vzdálenosti 1 m od zdroje záření u dvou kazet s identickou paměťovou fólií.

Podle všech tří tabulek se statistickými ukazateli (Tabulka 22, Tabulka 23, Tabulka 24) lze tvrdit, že všechny ukazatele polohy jsou pro kazetu č. 1 vždy větší než pro kazetu č. 2.

Pomocí mediánů dolní a horní meze pásma intenzit bylo pro každou kazetu s paměťovou fólií ve vzdálenosti 1 m od zdroje záření určeno pásmo intenzit šedi sekundárního záření:

- Pro kazetu č. 1 platí interval  $\langle 123; 187 \rangle \rightarrow$  pásmo zahrnující 65 odstínů šedi
- Pro kazetu č. 2 platí interval  $\langle 16; 56 \rangle \rightarrow$  pásmo zahrnující 41 odstínů šedi

Snímek se zobrazeným sekundárním zářením na kazetě č. 1 má širší pásmo intenzity šedi, které je výrazně posunuto do vyšších hodnot (do světlejších odstínů). Rozdíl mezi horní mezí intenzity šedi kazety č. 2 a dolní mezí intenzity šedi kazety č. 1 je 67 odstínů šedi. Celé tohle tvrzení je také potvrzeno krabicovými grafy (Obrázek 49, Obrázek 50, Obrázek 51), kde je rozdíl intenzity šedi kazety č. 1 a kazety č. 2 patrný pouhým okem.

Pro hypotetické porovnání výběrových dat naměřených pomocí dvou skiagrafických kazet byly dále použity dvouvýběrové testy o shodě rozptylu a shodě středních hodnot, resp. mediánů. Pro dvouvýběrové testy je nutné nejdříve otestovat předpoklad normality.

Pro testování normality byl použit *Shapirův-Wilkův test* na hladině významnosti 0,05 a byla zvolena nulová a alternativní hypotéza:

$H_0$ : Data jsou výběrem z normálního rozdělení.

$H_A$ :  $\neg H_0$

**Tabulka 25:** Výsledné p-hodnoty Shapirova-Wilkova testu pro ověření předpokladu normality (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty se zamítnutou normalitou).

Testovaná veličina	Použitá kazeta	1 m
Intenzita šedi maximálního peaku	Kazeta č. 1	0,001
	Kazeta č. 2	< 0,001
Dolní mez pásma intenzity	Kazeta č. 1	< 0,001
	Kazeta č. 2	< 0,001
Horní mez pásma intenzity	Kazeta č. 1	0,619
	Kazeta č. 2	< 0,001

Na základě výsledků normality (Tabulka 25) bude pro ověření shody rozptylů použit *Leveneův test* a pro ověření shody mediánů bude použit *Mannův-Whitneyův test*.

Zvolené hypotézy pro Leveneův test:

$$H_0: \sigma_{kazeta\ č.1}^2 = \sigma_{kazeta\ č.2}^2$$

$$H_A: \sigma_{kazeta\ č.1}^2 \neq \sigma_{kazeta\ č.2}^2$$

**Tabulka 26:** Výsledné p-hodnoty pro ověření shody rozptylů mezi veličinami skiagrafické kazety č. 1 a č. 2 ve vzdálenosti 1 m (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je shodný rozptyl zamítnut).

Testovaná veličina	p-hodnota
Intenzita šedi maximálního peaku	0,444
Dolní mez pásma intenzity	0,542
Horní mez pásma intenzity	0,828

Na hladině významnosti 0,05 je potvrzena nulová hypotéza o shodě rozptylů. U kazety č. 1 i kazety č. 2 byl zjištěn shodný rozptyl hodnot pro všechny tři veličiny, tudíž malá variabilita hodnot naznačuje, že snímky byly naměřeny s velkou přesností.

Zvolené hypotézy pro Mannův-Whitneyův test:

$$H_0: X_{0,5 \text{ kazeta č.1}} = X_{0,5 \text{ kazeta č.2}}$$

$$H_A: X_{0,5 \text{ kazeta č.1}} > X_{0,5 \text{ kazeta č.2}}$$

**Tabulka 27: Výsledné p-hodnoty pro ověření shody mediánů mezi veličinami skiagrafické kazety č. 1 a č. 2 ve vzdálenosti 1 m (červeně jsou vyznačeny p-hodnoty, kde je shodná hodnota mediánu zamítnuta).**

Testovaná veličina	p-hodnota
Intenzita šedi maximálního peaku	< 0,001
Dolní mez pásma intenzity	< 0,001
Horní mez pásma intenzity	< 0,001

Dle výsledných p-hodnot provedeného testu je na hladině významnosti 0,05 pro všechny případy zamítnuta nulová hypotéza o shodě mediánů. Medián náležící veličinám skiagrafické kazety č. 1 je vždy větší než medián pro veličiny skiagrafické kazety č. 2. Tyto závěry potvrzují výsledky deskriptivní analýzy, že všechny ukazatele míry polohy jsou u kazety č. 1 posunuty výrazně do vyšších hodnot (Tabulka 22, Tabulka 23 a Tabulka 24).

Všechny výše uvedené výsledky této kapitoly jsou zajímavým zjištěním. Dvě CR kazety, které byly vybrány ke zkoumání paměťové fólie, vykazují velké rozdíly ve své senzitivitě na sekundární záření.

Statistické výsledky dat naměřených kazetou č. 1 jsou poměrně blízké výsledkům zjištěných v kapitole 8.1 pro data naměřená fixním rtg přístrojem ze vzdálenosti 1 m. Hodnota mediánu intenzity šedi maximálního peaku 10-ti snímků získaných pomocí 10-ti skiagrafických kazet ze vzdálenosti 1 m a expozičních hodnotách 77 kV a 11 mAs byl 167. A hodnota mediánu intenzity šedi maximálního peaku v této části experimentu – 10 snímků pořízených na skiagrafické kazetě č. 1 ze vzdálenosti 1 m a při expozičních hodnotách 90 kV a 32 mAs je 152. Rozdíl 15 odstínů šedi je s největší pravděpodobností způsoben vyššími expozičními hodnotami. Pásmo intenzity šedi sekundárního záření na skiagrafické kazetě č. 1 při expozičních hodnotách 90 kV a 32 mAs je tedy posunuto do tmavších odstínů šedi.

Naopak statistické výsledky dat naměřených kazetou č. 2 jsou extrémně nízké a výsledný medián intenzity šedi maximálního peaku rovný 32,5 je blízký 0 (odstínu černé barvy). Velké rozdíly ve výsledcích ze skiagrafické kazety č. 1 a ze skiagrafické kazety č. 2 jsou způsobeny odlišnou senzitivitou paměťových fólií na sekundární záření.

Na začátku této kapitoly byla položena hypotéza: *Paměťové fólie s menším počtem nasnímaných obrazů by mohly být na sekundární záření citlivější.* Pro vyvrácení nebo potvrzení této hypotézy bylo z RIS systému zjištěno kolik skenů bylo provedeno na jednotlivých kazetách dle jejich čárového kódu (Tabulka 28). Tato hypotéza byla měřením vyloučena – nebylo zjištěno žádné vzájemné ovlivnění mezi intenzitou šedi sekundárního záření a počtem expozic provedených na dané paměťové fólii. Podle počtu provedených skenů na skiagrafické kazetě č. 1 by tato kazeta měla být citlivější na sekundární záření oproti kazetě č. 2. Snímky by měly být tedy tmavšího odstínu šedi, což je ale statistickou analýzou výsledných dat vyvráceno.

**Tabulka 28:** Tabulka s uvedeným počtem skenů provedených na konkrétní kazetě před započítáním realizace celého experimentu.

	<b>Kód kazety</b>	<b>Počet skenů</b>
1	9104291628	74
2	9104301037	222

## 11. DISKUZE

Experimentem byl potvrzen teoretický předpoklad, že intenzita sekundárního záření klesá se vzdáleností od zdroje záření. Dále bylo zjištěno, že při expozici mobilním rtg přístrojem, je sekundární záření při stejných měřicích podmínkách poněkud silnější oproti expozici fixním rtg přístrojem. Statistickou analýzou a metodou fitování byla určena optimální vzdálenost pro uchovávání skiagrafických kazet. Při expozici fixním rtg přístrojem by kazeta měla být uložena minimálně ve vzdálenosti 2,75 m, což by mělo být zajištěno podmínkami radiologického oddělení. V případě expozice mobilním rtg přístrojem by kazety měly být uskladněny ve vzdálenosti minimálně 3,13 m od zdroje záření, což by mělo být zabezpečeno radiologickým pracovníkem, který v daném okamžiku mobilní rtg přístroj obsluhuje. Pokud se jedná o rentgenování v mobilních podmínkách je doporučeno tuto optimální vzdálenost také dodržovat, aby rentgenový snímek nebyl zbytečně zanesen šumem ze sekundárního záření. Je také doporučeno, aby se v menší vzdálenosti než je stanovená optimální vzdálenost nepohybovali další pacienti, protože efektivní dávka je v této vzdálenosti stále měřitelná.

Určené optimální vzdálenosti platí pro konkrétní expoziční hodnoty 77 kV a 11 mAs. V další části diplomové práce bylo zjištěno, že vyšší expoziční hodnoty výrazně ovlivní intenzitu šedi sekundárního záření a každá z 10-ti testovaných CR kazet reaguje na sekundární záření odlišně.

Také bylo polemizováno o neostrém obrysu tmavších odstínů šedi, který se nachází kolem oloveného objektu na každém ze snímků. Tento stín mohl být způsobený tím, že fotony sekundárního záření vylétávají z antropomorfního fantomu ze všech stran a úhlů kamkoli do prostoru.

Z druhé části experimentu zaměřené na uniformitu paměťových fólií byly vyvozeny zajímavé závěry směřující k tomu, že výrobce kazet označil paměťové fólie za identické i přesto, že každá z nich má jinou senzitivitu na sekundární záření. Samozřejmě se jedná zatím jen o domněnku, potvrzenou krátkým experimentem. Skiagrafické kazety jsou vyrobeny tak, aby byly vhodné zejména pro expozici primárním svazkem záření, protože expozice sekundárním zářením se v klinické praxi vůbec neobjevuje, pokud se nejedná o případ nechtěné chyby zapříčiněné lidským faktorem.

Velký rozdíl v intenzitě šedi sekundárního záření mezi dvěma testovanými kazetami může být ovlivněn také dalšími faktory. Jedním z nich by dle mého názoru mohla být časová prodleva mezi expozicí kazety a vložením kazety do digitizéru, která byla u každé z kazet mírně odlišná. Další faktor způsobující rozdíl v intenzitě šedi mohl být ovlivněn rokem výroby jednotlivých kazet. Je možné, že výrobce začal používat mírně odlišné technologie nebo parametry pro výrobu CR kazet. Parametr senzitivity paměťových fólií je vhodný pro další podrobnější zkoumání.

Ideou pro další bádání bylo uvažováno použití zjištěných veličin optimální vzdálenosti – dolní mez intenzity šedi, intenzita šedi maximálního peaku a horní mez intenzity šedi, pro následné zkonstruování Gaussovy křivky. Bylo diskutováno, zda by z této Gaussovy křivky bylo možné zpětně rekonstruovat obraz sekundárního záření v optimální vzdálenosti, čímž by mohl být vytvořen predikční model pro každou vzdálenost CR kazety od zdroje záření např. v prostředí Matlab.

## 12. ZÁVĚR

Radiodiagnostické zobrazovací metody jsou hlavním způsobem vedoucím ke správné diagnóze pacienta. Mezi nejstarší a dodnes nejvíce rozšířenou zobrazovací metodu patří skiografie, která využívá ionizující záření. Při průchodu primárního svazku záření pacientem dochází k interakci svazku rtg záření s tkání a vzniká sekundární záření, které vylétává ve formě elektronů ven z těla pacienta. Zmíněné sekundární záření vede ke snížení kontrastu výsledného digitálního obrazu a z tohoto důvodu je součástí rtg přístroje sekundární clona propouštějící pouze primární rtg záření.

Předmětem diplomové práce bylo zjistit míru poškození CR kazety využívané ve skiografii v závislosti na vzdálenosti od zdroje primárního rtg záření. Na CR kazetu uloženou v prostoru rtg vyšetřovací místnosti negativně působí sekundární záření. Vytvořením matematického modelu byla určena optimální vzdálenost pro uchovávání těchto kazet.

Při rešerši nebyly nalezeny téměř žádné informace o této problematice. Proto byl po konzultaci s odborníky sestaven experiment pro získání digitálních snímků se zobrazeným sekundárním zářením ve třech vzdálenostech od zdroje záření. Pro získání většího rozsahu výsledků byl pro experiment použit fixní i mobilní rtg přístroj. Následným zpracováním snímků byla zjištěna konkrétní pásma intenzity šedi pro každý ze snímků. Tato data byla následně statisticky zpracovávána.

Statistickou analýzou byla zjištěna silná míra korelace mezi intenzitou šedi sekundárního záření a vzdáleností skiografické kazety od zdroje záření – což potvrzuje teoretické předpoklady, že s rostoucí vzdáleností od zdroje záření se sekundární záření ve výsledném obraze projevuje méně, což bylo potvrzeno i změřenou efektivní dávkou, která má s nárůstem vzdálenosti klesající charakter.

Průměrná šířka pásma intenzity šedi sekundárního záření, pro zvolené expoziční hodnoty 77 kV a 11 mAs, je pro fixní rtg přístroj 42 odstínů šedi a pro mobilní rtg přístroj 60 odstínů šedi. Data zjištěná ze snímků exponovaných mobilním rtg přístrojem mají výrazně vyšší hodnoty rozptylů, z čehož následně plyne i širší pásmo intenzity šedi sekundárního záření. Výsledky dalších provedených statistických testů poukazují na fakt, že rozptyly dat z fixního a mobilního rtg přístroje jsou významně statisticky odlišné. Další zjištěná skutečnost poukazuje na vyšší hodnoty mediánů u dat zjištěných ze snímků fixního rtg přístroje – tyto snímky jsou vždy světlejší než snímky pořízené expozicí mobilním rtg přístrojem.

Za vhodnou vzdálenost pro uložení CR kazet je považována vzdálenost, ve které mohou být kazety uloženy v bezpečí před zanesením sekundárním zářením. Za takovou vzdálenost, ve které by se sekundární záření v ideálním případě projevovalo odstínem bílé barvy, je pro klinickou praxi doporučena při expozici fixním rtg přístrojem větší než 2,5 m a při expozici mobilním rtg přístrojem větší než 3 m. Tato vzdálenost uložení CR kazet je na radiologických odděleních zajištěna ukládáním kazet v jiné než vyšetřovací místnosti. Co se týká mobilního rtg přístroje, měl by tuto vzdálenost při rentgenování zajistit radiologický pracovník. V polních podmínkách může být dodržení vzdálenosti více než 3 m od zdroje záření problematické, ale i přesto by měla být vyšetřujícím lékařem dodržena, aby výsledný obraz nebyl zbytečně zanesen šumem ze sekundárního záření.

Sekundární záření se při nastavení vyšších expozičních hodnot – 90kV a 32mAs ve vzdálenosti skiografické kazety 1m od zdroje záření projevuje na každé z kazet zcela jiným odstínem šedi. Z tohoto důvodu bylo sekundární záření dále zkoumáno na dvou zvolených kazetách. U jedné z kazet se pásmo šedi pohybuje výrazně v nízkých odstínech šedi – rozdíl mezi horní mezí intenzity šedi jedné

kazety a dolní mezi druhé kazety je průměrně 67 odstínů šedi. Dvě CR kazety se stejnou paměťovou fólií vykazují velké rozdíly ve své senzitivitě na sekundární záření. Výsledky experimentu vyvrátily hypotézu o korelaci mezi senzitivitou paměťové fólie a počtem v minulosti nasnímaných obrazů na danou paměťovou fólií. Výrobce uvádí paměťové fólie za identické, ale je předčasné udělat závěry o nesplnění uniformity paměťových fólií, tato problematika si žádá další podrobnější zkoumání na dalších CR kazetách a s jinými expozičními hodnotami.

Tato práce je vhodná pro další podrobnější analýzy – větší spektrum expozičních hodnot a snímání z větších vzdáleností od zdroje záření, k čemuž jsou potřeba větší vyšetřovací prostory. Práce je otevřená pro další zkoumání, k praktickému ověření predikované vzdálenosti pro uložení CR kazet a k vyvození nových závěrů o této problematice.

## LITERATURA

- [1] BUSHBERG, Jerrold T. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2012. ISBN 9780781780575.
- [2] DE SILVA, D.V.S., W.A.C. FERNANDO, H. KODIKARAARACHCHI, S.T. WORALL a A.M. KONDOZ. Adaptive sharpening of depth maps for 3D-TV. *Electronics Letters* [online]. 2010, (23), 46 s. [cit. 2017-03-22].
- [3] DOUGHERTY, Geoff. *Digital image processing for medical applications*. New York: Cambridge University Press, 2009. ISBN 0521860857.
- [4] ELNAKIB, Ahmed, Georgy GIMEL'FARB, Jasjit S. SURI a Ayman EL-BAZ. Medical Image Segmentation: A Brief Survey. *Multi Modality State-of-the-Art Medical Image Segmentation and Registration Methodologies* [online]. New York, NY: Springer New York, 2011, s. 1 [cit. 2017-01-13]. DOI: 10.1007/978-1-4419-8204-9\_1. ISBN 978-1-4419-8203-2. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-1-4419-8204-9\\_1](http://link.springer.com/10.1007/978-1-4419-8204-9_1)
- [5] GUO, Wei ya, Xiao fei WANG a Xue zhi XIA. Two-dimensional Otsu's thresholding segmentation methodbased on grid box filter. *Optik: International Journal for Light and Electron Optics* [online]. 2014, 2014(125), 7 [cit. 2017-02-06]. Dostupné z: [www.elsevier.de/ijleo](http://www.elsevier.de/ijleo)
- [6] *Helago* [online]. 2016 [cit. 2016-08-07]. Dostupné z: [www.helago-cz.cz](http://www.helago-cz.cz)
- [7] HOZMAN, Jiří. Základní metody předzpracování obrazu. In: *Získání a zpracování obrazu v mikroskopii* [online]. Praha, 2013 [cit. 2016-11-14]. Dostupné z: [http://webzam.fbmi.cvut.cz/hozman/Zprac\\_obr\\_prisp\\_kurz\\_UEM\\_3\\_2003.pdf](http://webzam.fbmi.cvut.cz/hozman/Zprac_obr_prisp_kurz_UEM_3_2003.pdf)
- [8] KOLÁŘ. Rozvíjející se technologie lékařského zobrazování: Přehledný článek referátového výběru z radiodiagnostiky svazek 52, č. 3/2006. *Radiology* [online]. 2006, č. 1, s. 16-39 [cit. 2015-04-04]. Dostupné z: <http://www.nlk.cz/publikace-nlk/referatove-vybery/radiodiagnostika/2006/rozvijejici-se-technologie-lekarskeho-zobrazovani>
- [9] KORHELÍK, KAROL. Fakultní nemocnice Ostrava, 17. listopadu 1790, Ostrava-Poruba, 25.1.2017.
- [10] KUBICEK, J., VALOSEK, J., PENHAKER, M., BRYJOVA, I. *Extraction of chondromalacia knee cartilage using multi slice thresholding method* (2016) Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering, LNICST, 165, pp. 395-403.
- [11] KUBICEK, J., VALOSEK, J., PENHAKER, M., BRYJOVA, I., GREPL, J. *Extraction of blood vessels using multilevel thresholding with color coding* (2016) Lecture Notes in Electrical Engineering, 362, pp. 397-406.
- [12] KUNSTOVÁ, Renáta a Martin POTANČOK. Analýza efektů digitalizace na radiodiagnostickém pracovišti. *Systémová integrace* [online]. 2010, s. 86-98 [cit. 2015-04-04].
- [13] Mobilett Mira Max. *Siemens: Healthineers* [online]. [cit. 2016-12-13]. Dostupné z: <https://www.healthcare.siemens.cz/radiography/mobile-x-ray/mobilett-mira-max>
- [14] PHAM, Dzung L., Chenyang XU a Jerry L. PRINCE. *Current methods in medical image segmentation*. Baltimore, Maryland, 2000, 27.



- [15] R. KASE, Kenneth, Goran K. SVENSSON, Anthony B. WOLBARST a Michael A. MARKS. Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field. *Radiation Oncology Biology Physics*. 1983(9), 1177-1183.
- [16] RANGAYYAN, Rangaraj M. *Biomedical image analysis*. Boca Raton, Fla.: CRC Press, c2005, xxxvii, 1272 p. Biomedical engineering series (Boca Raton, Fla.). ISBN 0849396956.
- [17] *Rds: Radiační a dozimetrické systémy* [online]. [cit. 2016-11-14]. Dostupné z: <http://www.rdsys.cz>
- [18] *Siemens* [online]. [cit. 2016-11-15]. Dostupné z: <http://www.siemens.com/entry/sk/sk/>
- [19] Siemens: Healthcare. [online]. [cit. 2016-10-27]. Dostupné z: <http://www.healthcare.siemens.com>
- [20] SURI, Jasjit S, David L WILSON a Swamy LAXMINARAYAN (eds.). *Handbook of biomedical image analysis*. 1st ed. New York: Kluwer Academic, c2005, xvi, 574 s. Topics in biomedical engineering international book series. ISBN 0306486075.
- [21] SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem: Učební text pro stř. zdravot. školy obor radiologických laborantů. 2., dopln. vyd.* Praha: Avicenum, 1976, 605 s. Učebnice pro střední zdravotnické školy (Avicenum).
- [22] ŠPANĚL, Michal a Vítězslav BERAN. *Obrazové segmentační techniky* [online]. Brno, 2006 [cit. 2016-12-09]. Dostupné z: <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>
- [23] ULLMANN, Vojtěch. *AstroNuklFyzika: - jaderná fyzika - astrofyzika - kosmologie - filosofie* - [online]. [cit. 2015-08-13]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/index.htm>
- [24] VALOŠEK, Jan. *Automatizovaný software pro úpravu a analýzu medicínských snímků*. Ostrava, 2015. Bakalářská práce. VŠB - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Jan Kubíček.
- [25] VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-80-244-3126-0.
- [26] WIRJADI, Oliver. *Survey of 3d image segmentation methods: Models and algorithms in image processing*. Kaiserslautern: Fraunhofer-Institut für Techno- und Wirtschaftsmathematik, 2007. ISSN 1434-9973.

## **PŘÍLOHA NA CD**

Obsahem CD jsou následující soubory:

- 1) Diplomová práce „Vliv sekundárního rentgenového záření na kvalitu skiagrafických snímků“ ve formátu.pdf.
- 2) Složka se zdrojovými kódy ze softwaru Matlab (boxplot.m, fitting\_method.m, local\_minimum.m, mezi\_rozptyl.m, multilevel\_otsu\_method.m)